

# **Monitorování vitálních funkcí v automobilech**

Vital Sign Monitoring in Automotive Environments

**Bc. Klaudia Ježíková**

Diplomová práce

Vedoucí práce: doc. Ing. Radek Martinek, Ph.D.

Ostrava, 2021

## **Poděkování**

Ďěkuji vedoucímu práce, konzultantům a rodině.

## Abstrakt

Diplomová práce je věnována problematice monitorování vitálních funkcí v automobilním prostředí. Teoretická část je popsána formou ucelené rešerše, která shrnuje aktuálně dostupné monitorovací metody pro neinvazivní snímání životně důležitých parametrů v automobilním zařízení. Experimentální část práce popisuje návrh a realizaci pneumatického systému, který bude následně integrován do autosedačky nebo bezpečnostního pásu. Součástí praktické části je také návrh a realizace experimentálních měření pro stanovení přesnosti navržených senzorů v reálném prostředí automobilu. Obsah práce je doplněn o testování vlivu typu materiálu, tvaru, velikosti, zapouzdření a umístění senzoru, způsobu zpracování naměřených signálů a různých podmínek jízdy v automobilu. Závěr práce patří statistickému vyhodnocení dosažených výsledků. Hodnocení využívá srovnání zpracované průměrné variability srdečního tepu extrahovaného z balistokardiografického signálu vůči referenci (elektrokardiografický signál). Kompletní program včetně zpracování dat je zpracován v programovém prostředí Matlab.

## Klíčová slova

Neinvazivní bezkontaktní monitorovací metody, autosedačka, elektrokardiografie, kapacitní elektrokardiografie, magnetická impedance, balistokardiografie, seismokardiografie, fotopletysmografie, PPG zobrazování, infračervená termografie, RADAR, vlnková transformace, FIR filtrace, variabilita srdečního tepu, Matlab.

## Abstract

The scope of this thesis is vital sign monitoring in automotive environments. The theoretical part is written in a form of a comprehensive research, which summarizes the currently available monitoring methods for non-invasive sensing of vital parameters in automobiles. The aim of the experimental part is to design and implement a pneumatic system that will be integrated into a car seat or seat belt. Experimental part also includes the design and implementation of experimental measurements that determine the accuracy of the designed sensors in a real car application. The content of this thesis is complemented by testing the impact of the type of material, shape, size, encapsulation and location of the sensors, the type of the processing method and various driving conditions in the car. The conclusion of the thesis is dedicated to the statistical evaluation of the results. The comparison of the reference with the processed average heart rate variability extracted from the ballistocardiography (electrocardiography) is used for the statistical evaluation. The complete program including the data processing is written in Matlab.

## Keywords

Unobtrusive Monitoring Techniques, Car Seat, Electrocardiography, Capacitive Electrocardiography, Magnetic Impedance, Ballistocardiography, Seismocardiography, Photoplethysmography, PPG Imaging, Infrared Thermography, RADAR, Wavelet Transform, FIR Filter, Heart Rate Variability, Matlab.

# Obsah

Seznam zkratek.....	6
Seznam symbolů.....	9
Seznam ilustrací.....	10
Úvod .....	14
1 Monitorování vitálních funkcí v automobilech .....	15
1.1 <i>Bezkontaktní neinvazivní snímání fyziologických znaků</i> .....	15
1.1.1 Elektromagnetické metody .....	15
1.1.2 Obrazové monitorovací metody.....	16
1.1.3 Další metody.....	17
1.2 <i>Monitorování EKG v automobilním zařízení</i> .....	23
1.2.1 Vodivé systémy monitorování EKG .....	24
1.2.2 Hybridní systémy monitorování EKG.....	35
1.2.3 Kapacitní systémy monitorování EKG.....	35
1.2.4 Balistokardiografie a seizmokardiografie .....	40
2 Artefakty BKG signálu, kompenzace.....	47
2.1 <i>Digitální FIR filtry</i> .....	47
2.2 <i>Vlnková transformace s diskrétním časem (DTWT)</i> .....	48
2.3 <i>Adaptivní filtrace</i> .....	49
3 Experimentální část .....	50
3.1 <i>Senzor</i> .....	50
3.2 <i>Stanovení přesnosti senzoru</i> .....	53
3.2.1 Zpracování naměřeného BKG signálu.....	54
3.2.2 Variabilita tepové frekvence .....	54
3.2.3 Statistická analýza .....	57
3.3 <i>Testování vlivu tvaru a polohy senzoru</i> .....	66
3.4 <i>Testování senzorů v reálném prostředí automobilu</i> .....	71
3.4.1 Zpracování naměřených BKG signálů v automobilním zařízení, detekce HRV .....	73
4 Diskuze dosažených výsledků.....	78
5 Závěr .....	81
Literatura .....	84

Seznam příloh.....	I
--------------------	---

## Seznam zkratek

ABP	Arteriální krevní tlak (Arterial Blood Pressure)
AC	Střídavý proud (Alternative Current)
ACC	Pravděpodobnost správné detekce (Accuracy)
ADC	Analogově-digitální převodník (Analog-Digital Converter)
ANS	Autonomní nervový systém (Autonomic Nervous System)
BF	Příložná část (Body Float)
BKG	Balistokardiografie (Ballistocardiography)
BP	Krevní tlak (Blood Pressure)
BT	Tělesná teplota (Body Temperature)
CI	Odhadové intervaly (Confidence Interval)
(CW)D	Kontinuální Doppler (Continuous Wave Doppler)
cEKG	Kapacitní elektrokardiografie (Capacitive ECG)
DC	Stejnosměrný proud (Direct Current)
DPS	Deska plošných spojů (Printed Circuit Board)
DTWT	Diskrétní vlnková transformace s diskrétním časem (Discrete Time Wavelet Transform)
DWT	Diskrétní vlnková transformace (Discrete Wavelet Transform)
EMFi	Elektromechanická fólie (Electromechanical film)
EEG	Elektroencefalografie (Electroencefalography)
EKG	Elektrokardiografie (Electrocardiography)
EPIC	Integrovaný obvod elektrického potenciálu (Electric Potential Integrated Circuit)
F1	Celková přesnost měření (F1 score)
FIR	Vzdálené infračervené spektrum (Far Infrared)
FNR	Falešně negativní detekce (False Negative Rate)

FPR	Falešně pozitivní detekce (False Positive Rate)
HW	Hardware
HF, LF, VLF	Parametr pro frekvenční analýzu HRV (Frequency HRV Analysis)
(HR)V	Parametr srdeční aktivity – srdeční variabilita (Heart Rate Variability)
LabVIEW	Programovací vývojové prostředí (Programming Language)
LED	Elektroluminiscenční dioda (Light Emitting Diode)
Matlab	Programové prostředí, statisticko-numerický jazyk (Statistical and Numerical Language)
MCU	Mikrokontrolér (Microcontroller Unit)
MI	Magnetická impedance (Magnetic Impedance)
NIR	Blízké infračervené spektrum (Near Infrared)
PTT	Pulzní přenosový čas (Pulse Transmit Time)
PPG	Fotopletysmografie (Photoplethysmography)
PPGi	Zobrazování PPG (Photoplethysmography Imaging)
PPV	Pozitivní prediktivní hodnota (Positive Predictive Value)
PSD	Spektrální výkonová hustota (Power Spectral Density)
(PW)D	Pulzní Doppler (Pulse Wave Doppler)
RADAR	Rádiové detekce (Radar Sensors)
RA, RL, LA	Pozice EKG elektrod (ECG Electrodes)
rPPG	Reflektivní PPG (Reflective Photoplethysmography)
SD	Smerodatní odchylka (Standard Deviation)
SDNN, RMSSD, pNN50	Parametr pro časovou analýzu HRV (Time HRV Analysis)
SE	Standardní chyba (Standard Error)
Se	Citlivost měření (Sensitivity)
SH	Střední hodnota (Mean)
SKG	Seizmokardiografie (Seismocardiography)
SI	Faktor stresu (Stress Index)

SNR	Poměr signál/šum (Signal-Noise Ratio)
SPI	Sériové periferní komunikační prostředí (Serial Parallel Interface)
SpO <sub>2</sub>	Saturace kyslíku (Oxygen Saturation)
tPPG	Transmisní PPG (Transmissive Photoplethysmography)
TSN	Komunikační síť na bázi ethernetu (Time-Sensitive Networking)
TPR	Správná detekce (True Positive Rate)
VKG	Optická vibrokardiografie (Optical Vibrocardiography)



## Seznam symbolů

$a, e$	Vstupní parametry pro RLS algoritmus (Input of RLS algorithm)
$\mu$	Střední hodnota (Mean)
$n$	Počet vzorků (Number of QRS, IJK)
$p$	Statisticky významná hodnota (p-Value)
$r$	Pearsonův korelační koeficient (Pearson Correlation Coefficient)
$y, w$	Výstupní parametry pro RLS algoritmus (Output of RLS algorithm)

## Seznam ilustrací

Obr. 1 Akvizice speckle zobrazení získává výchylky povrchu kůže v důsledku systolické tlakové vlny (obrázek vlevo) a laserová reflektometrie (obrázek vpravo) [2].	16
Obr. 2 Lokalizace elektrod pro vodivé a nízko kontaktní monitorování EKG v oblasti sedadla automobilu. Červené bloky indikují umístění snímací plochy elektrod, zatímco modré bloky značí polohu zemnicí elektrody [5].	23
Obr. 3 Pozice senzoru [7].	24
Obr. 4 Blokové schéma změny v ANS a algoritmu pro detekci SI [7].	25
Obr. 5 Umístění suché elektrody a systémové skřínky [8].	27
Obr. 6 Vývojový diagram pro analýzu HRV detekce ospalosti a únavy [10].	30
Obr. 7 Monitorování stavu řidiče v prostředí automobilu [10].	30
Obr. 8 Integrace senzorů [12].	31
Obr. 9 Implementována textilní kapacitně vázaná EKG elektroda s nekrytou deskou pro přizpůsobení impedance vlevo [12].	32
Obr. 10 Demonstrační kokpit třídy S se snímacím volantem a integrovaným zobrazením fyziologických dat [11].	33
Obr. 11 Přehled některých návrhů elektrod (a-Jeong [15], b-Lee [19], Silvia [17], c-Matsuda [20], Xu [21], d – Heuer [12], e-D’ Angelo [14], f-Gomez-Clapers [16], g-Jung [18]) pro kontaktní monitorování EKG (červené bloky indikují aktivní snímací elektrody, modré bloky popisují umístění zemnicí elektrody, zelené bloky značí elektroniku).	34
Obr. 12 Přehled nízko kontaktních uspořádání elektrod (červená barva: aktivní snímací elektroda, modrá barva: zemnicí elektroda). (a) SMART seat [25]; (b) Daimler S-Class [26], (c) Ford S-Max [27]; (d) Daimler car [43]; (e) Audi Q5 [30]; (f) Car seat [31]; (g) EPIC System [32]; (h) Ford S-Max [44]; (i) Ford car [35]; (j) WARDEN [38].	35
Obr. 13 Pozice elektrod na hrudníku pacienta. Zvlhčené textilní elektrody vevnitř pásu byly umístěny horizontálně (červenou barvou), gelové elektrody diagonálně přes srdce (zelenou barvou) a zemnicí elektroda na páse (obrázek (a)). Obrázek (b) se liší v rozmístění gelových elektrod, které jsou lokalizovány co nejbližší pásu. Obrázek (c) ilustruje záznam EKG signálů získaných z (b) měřicího systému. Pacient byl při měření v klidu (pulz 70 úderů za minutu) [37].	38
Obr. 14 Monitorovací systém WARDEN™ [38].	39
Obr. 15 Shora EKG signál (II. svod), tříosý SKG (z – dorzoventrální osa, x – laterální osa zprava doleva, y – kraniokaudální osa), BKG signál, impedanční kardiogram (ICG) a arteriální krevní tlak (ABP) měřený na prstu [50].	41
Obr. 16 Typická křivka BKG. Šipka indikuje pozici počátku elektrické ventrikulární systoly (ekvivalent komplexu QRS v elektrokardiogramu) [50].	41
Obr. 17 Lokalizace BKG senzorů v autosedačce. Z obrázku lze pozorovat nedokonalosti ve spojení v hrudní a lumbální části senzoru. Naproti tomu, senzory v oblasti sezení (a také v bezpečnostních pásích) zachytávají také vibrace karoserie vozidla [50].	42
Obr. 18 Blokový diagram pro chytrý bezdrátový senzor [25].	42
Obr. 19 Různá elektrodová rozmístění a kombinace [25].	43
Obr. 20 Frekvenční spektrum BKG signálu.	47
Obr. 21 Typy vlnek vlnkové transformace [64].	48

Obr. 22 Návrh pneumatického senzoru. (a) Představuje senzor pro umístění ve hrudní části opěradla autosedačky, (b) Prezентuje senzor pro umístění do sedadla automobilu.....	50
Obr. 23 Komunikační modul cDAQ-9185 [58]. .....	50
Obr. 24 Modul NI-9234 [57]. .....	51
Obr. 25 Mikrofon GRAS 40PP [56]. .....	51
Obr. 26 EKG zesilovač g.USBamp [54]. .....	51
Obr. 27 Schéma zapojení pro experimentální měření. ....	52
Obr. 28 Laboratorní experiment. Realizace zapojení. Měření vitálních funkcí subjektu pneumatickými senzory umístěnými na opěradle a sedadle (modré šipky) za předpokladu využití reference tří svodového EKG (červená šipka). ....	53
Obr. 29 Porovnání filtrace pro BKG signál naměřený z opěradla (autosedačky). ....	54
Obr. 30 Detekce R-R intervalu (červená křivka EKG signál) a J-J intervalu (modrá křivka BKG signál). ..	55
Obr. 31 Derivace BKG signálu. ....	55
Obr. 32 Detekce vrcholů J a průběh HRV. Porovnání detekce s využitím derivace BKG signálu (a) a vestavěné funkce „findpeaks“ (b). ....	56
Obr. 33 Kalkulace průměrné tepové frekvence v Matlabu. ....	56
Obr. 34 Extrakce dechové frekvence.....	56
Obr. 35 Časové zpoždění BKG signálu ( $\Delta t = 275$ ms, modrá křivka EKG signál, oranžová BKG signál). ..	57
Obr. 36 Detekce vrcholů J a průběh HRV (a) a Bland-Altmanův graf pro subjekt 1 (b) Průměrná tepová frekvence subjektu byla 90 úderů za minutu. ....	58
Obr. 37 Detekce vrcholů J a průběh HRV (a) a Bland-Altmanův graf pro subjekt 2 (b). Průměrná tepová frekvence subjektu byla 77 úderů za minutu. ....	58
Obr. 38 Detekce vrcholů J a průběh HRV (a) a Bland-Altmanův graf pro subjekt 3 (b). Průměrná tepová frekvence subjektu byla 70 úderů za minutu. ....	59
Obr. 39 Detekce vrcholů J a průběh HRV (a) a Bland-Altmanův graf pro subjekt 4 (b). Průměrná tepová frekvence subjektu byla 90 úderů za minutu. ....	59
Obr. 40 Detekce vrcholů J a průběh HRV (a) a Bland-Altmanův graf pro subjekt 5 (b). Průměrná tepová frekvence subjektu byla 76 úderů za minutu. ....	60
Obr. 41 Detekce vrcholů J a průběh HRV (a) a Bland-Altmanův graf pro subjekt 6 (b). Průměrná tepová frekvence subjektu byla 70 úderů za minutu. ....	60
Obr. 42 Detekce vrcholů J a průběh HRV (a) a Bland-Altmanův graf pro subjekt 7 (b). Průměrná tepová frekvence subjektu byla 78 úderů za minutu. ....	61
Obr. 43 Detekce vrcholů J a průběh HRV (a) a Bland-Altmanův graf pro subjekt 8 (b). Průměrná tepová frekvence subjektu byla 90 úderů za minutu. ....	61
Obr. 44 Detekce vrcholů J a průběh HRV (a) a Bland-Altmanův graf pro subjekt 9 (b). Průměrná tepová frekvence subjektu byla 80 úderů za minutu. ....	62
Obr. 45 Detekce vrcholů J a průběh HRV (a) a Bland-Altmanův graf pro subjekt 10 (b). Průměrná tepová frekvence subjektu byla 90 úderů za minutu. ....	62
Obr. 46 Funkce pro statistické vyhodnocení dosažených výsledků. Kalkulace pro n, TPR, FPR, FNR, Se, ACC, PPV a F1. ....	63
Obr. 47 Průběhy HRV BKG signálu (červená křivka) a referenčního EKG signálu (modrá křivka) u subjektů 1-9. ....	65
Obr. 48 Příčné a podélné uspořádání hadic (a), (b) a spirálovitý tvar senzoru (c). ....	66

Obr. 49 Detekce vrcholů J u spirálovitého senzoru ve hrudní části opěradla (prostřední obrázky) a sedadla (spodní obrázky) u subjektů 6 (a) a 10 (b). Ověření správnosti detekce vrcholů J z obou senzorů lze identifikovat u prvních obrázků ze svodu RA u EKG signálů. ....	67
Obr. 50 Detekce vrcholů J u podélného uspořádání senzorů v hrudní části opěradla (a) a krabicový graf rozložení dat (na ose y jsou vyneseny hodnoty zpracované HRV v závislosti na pozici senzoru (b)). ....	67
Obr. 51 Detekce vrcholů J u příčného uspořádání senzorů v hrudní části opěradla (a) a krabicový graf rozložení dat (na ose y jsou vyneseny hodnoty zpracované HRV v závislosti na pozici senzoru (b)). ....	68
Obr. 52 Detekce vrcholů J u příčného uspořádání senzorů v sedadle (a) a krabicový graf rozložení dat (na ose y jsou vyneseny hodnoty zpracované HRV v závislosti na pozici senzoru (b)). ....	68
Obr. 53 Detekce vrcholů J u podélného uspořádání senzorů v sedadle (a) a krabicový graf rozložení dat (na ose y jsou vyneseny hodnoty zpracované HRV v závislosti na pozici senzoru (b)). ....	69
Obr. 54 Umístění BKG senzorů do autosedačky vozidla, vliv vibrací z karoserie během jízdy v automobilu. ....	72
Obr. 55 Integrace navržených senzorů do autosedačky vozidla typu BMW i3 elektromobil (a) a Porsche Panamera 4S benzín 324 kW (b). U dieselového nebo benzinového motoru byl přidán referenční senzor pro snímání vibrací karoserie vozidla (bílá šipka). Pro experiment byly využity spirálovité pneumatické senzory umístěny ve hrudní části opěradla a sedadla (modré šipky). ....	72
Obr. 56 Detekce J vrcholů BKG signálu za předpokladu stojícího vozidla při vypnutém motoru. ....	73
Obr. 57 Ukázka kódu v Matlabu pro RLS algoritmus. $N$ = délka filtru, $a$ = „forgetting factor“, $e$ = „regularization factor“.....	74
Obr. 58 (c) Ukázka průměrné tepové frekvence subjektu 17. (a) Detekce vrcholů J u naměřeného BKG signálu ze senzoru ze sedadla (konstantní rychlost 30 km/hod). (b) Detekce vrcholů J u naměřeného BKG signálu ze senzoru z opěradla (konstantní rychlost 50 km/hod). ....	75
Obr. 59 (c) Ukázka průměrné tepové frekvence subjektu 15. (a) Detekce vrcholů J u naměřeného BKG signálu ze senzoru ze sedadla (změna rychlosti-postupné zrychlování elektromobilu z 50 km/hod na 90 km/hod). (b) Detekce vrcholů J u naměřeného BKG signálu ze senzoru z opěradla (brzdění, zpomalování elektromobilu z 80 km/hod na 20 km/hod). ....	76
Obr. 60 (c) Ukázka průměrné tepové frekvence subjektu 14. Detekce vrcholů J u naměřeného BKG signálu ze senzoru ze sedadla (a) a opěradla (b) po 31. sekundě jízdy při vyjíždění z parkoviště s rychlostí 20 km/hod. ....	77

## Seznam tabulek

Tab. 1 Přehled metod pro bezkontaktní snímání HR (HRV) [3].	18
Tab. 2 Přehled bezkontaktních metod pro měření srdeční aktivity z hlediska jejich vlastností. Dopad srovnávací oblasti na konkrétní bezkontaktní metodu měření je označen hvězdičkovým symbolem „*“, kde „*“ představuje minimální hodnotu a „*****“ představuje maximální hodnotu [49].	19
Tab. 3 Střední hodnoty pro vyhodnocení za normálních podmínek a ospalosti ve frekvenční doméně [10].	31
Tab. 4 Parametry volantu analogového předřazení [12].	33
Tab. 5 Kvalita signálu a oblast použití textilních elektrod [37].	38
Tab. 6 Amplitudy QRS komplexu pro různé elektrodové kombinace [25].	43
Tab. 7 Přehled různých neinvazivních kardiopneumografických monitorovacích metod [1].	45
Tab. 8 Laboratorní experiment. Parametry subjektů 1-10.	53
Tab. 9 Statistické vyhodnocení HRV pro subjekt 1-10 dle B-A.	63
Tab. 10 Statistické vyhodnocení dat pro detekci HRV ze senzoru ze sedadla (subjekt 1-10).	64
Tab. 11 Statistické vyhodnocení dat pro detekci HRV ze senzoru ve hrudní části opěradla (subjekt 1-10).	64
Tab. 12 Typy hadic pro testování navržených senzorů.	66
Tab. 13 Statistické vyhodnocení pro senzor s příčným uspořádáním hadic (opěradlo autosedačky).	69
Tab. 14 Statistické vyhodnocení pro senzor s podélným uspořádáním hadic (opěradlo autosedačky).	69
Tab. 15 Statistické vyhodnocení pro senzor s příčným uspořádáním hadic (sedadlo autosedačky).	70
Tab. 16 Statistické vyhodnocení pro senzor s podélným uspořádáním hadic (sedadlo autosedačky).	70
Tab. 17 Experiment v automobilu. Parametry subjektů 11-17.	71
Tab. 18 Různé hodnoty BMI pro subjekty 11-17, typ pohonu.	71
Tab. 19 Cestovní protokol.	73
Tab. 20 Celková přesnost metody měření BKG pro automobilní aplikaci (subjekt 1-10). Senzor 1 integrován v hrudní části opěradla (v tvare spirály), senzor 2 (v tvare spirály) integrován do sedadla autosedačky.	78
Tab. 21 Testování vlivu tvaru a polohy senzoru. Pozice 1 = příčné uspořádání, rovný tvar (pro opěradlo), pozice 2 = podélné uspořádání, rovný tvar (pro opěradlo), pozice 3 = příčné uspořádání, rovný tvar (pro sedadlo) a pozice 4 = podélné uspořádání, rovný tvar (pro sedadlo).	79

## Úvod

Bezpečnost na silnicích ovlivňuje řada faktorů. Jedním z nich je právě aktuální zdravotní stav řidiče během jízdy v automobilním zařízení. Tento faktor se významně podílí na celkové nehodovosti na silnicích. Mnohé studia aktuálně řeší problematiku snímání vitálních funkcí řidiče za účelem detekce únavy, stresu nebo zdravotního stavu řidiče při prevenci silničních nehod. V takovém případě, kdy řidič ztrácí kontrolu nad vozidlem, je důležité právě sledování zdravotního stavu a detekce kritického okamžiku. Tento okamžik lze indikovat různými reakcemi těla řidiče, jako jsou rychlé pohyby očí, blikání, změny elektrické aktivity srdce, kolísání krevního tlaku, zvýšení srdeční frekvence, změny vodivosti kůže, dechová frekvence, mozková aktivita, změny hladiny glukózy a kyslíku v krvi nebo náhlé změny teploty kůže.

Při snímání fyziologické aktivity se setkáváme s problémem nutnosti fixace senzorů na tělo řidiče. Dále se v práci budeme zabírat bezkontaktními neinvazivními senzory pro monitorování vitálních funkcí v automobilech. Výzvou při snímání životně důležitých parametrů v reálném prostředí automobilu je eliminace zdrojů rušení, které je kromě jiného zapříčiněno samotnou jízdou.

Tato diplomová práce se zabývá problematikou monitorování vitálních funkcí v automobilním prostředí. Úvodní části se obecně zaměřují na aktuální přehled různých metod pro monitorování životně důležitých parametrů v automobilním zařízení. Tento přehled je zpracován formou rešerše, která poskytuje dobrý přehled o možnostech měření vitálních funkcí, zejména srdeční aktivity, dechové frekvence, tělesné teploty, případně saturaci kyslíku v automobilu s využitím dostupných metod bez nutnosti fixace senzorů na tělo. Teoretická část také shrnuje možnosti zpracování naměřených signálů.

Cílem experimentální části práce je návrh a realizace pneumatického systému integrovaného do autosedačky či bezpečnostního pásu pro monitorování vitálních funkcí řidiče. Praktickou část dále tvoří návrh a realizace experimentálních měření pro stanovení přesnosti navržených senzorů v reálném prostředí automobilu. Součástí práce je také testování vlivu materiálu, velikosti, tvaru, zapouzdření a umístění senzoru, způsobu zpracování naměřených signálů nebo podmínek jízdy v automobilu během řízení. Experimentální část se dále zabývá zpracováním naměřených balistokardiografických signálů (BKG) a detekcí průměrné tepové frekvence (HRV). Statistické zhodnocení dosažených výsledků demonstruje grafické vyjádření dle Bland-Altmana, který porovnává BKG měření z navržených senzorů s referenčním EKG měřením. Přesnost pneumatických senzorů je stanovena dle kalkulace parametrů Se, ACC, PPV a F1.

# 1 Monitorování vitálních funkcí v automobilech

Pojem vitální znaky se váže k pěti základním životním funkcím. Především se jedná o monitorování srdeční frekvence (HR), dechové frekvence (RR), krevního tlaku (BP), tělesné teploty (BT) a saturace kyslíku ( $\text{SpO}_2$ ). Tyhle klasické metody pro měření vitálních funkcí typicky vyžadují úzký fyzický kontakt s pacientem (kabely, elektrody, manžety), a proto jsou vhodné pro aplikaci v klinickém zařízení. Do popředí se dostávají mnohem více metody pro neinvazivní bezkontaktní monitorování životních funkcí. V současnosti zaznamenáváme mnohé měřicí techniky využívající bezkontaktní neinvazivní monitorování vitálních funkcí ve sportovních aktivitách, domácí péči nebo při řízení vozidla. Kvůli cestní bezpečnosti je kladen důraz na sledování stavu řidiče. Dle posledních studií je známo, že ke snímání fyziologických hodnot se využívají ve značné míře elektroencefalografie (EEG) nebo elektrokardiografie (EKG). Po dlouhá léta se výzkumníci zaměřují na sledování mikrosopánku a stresového faktoru u řidiče. Místo senzorů využívajících videokamer a klasických technologií zpracování obrazu, se pracovníci výzkumu zaměřují na detekci únavy se soustředěním na analýzu mrkání očí a procento očního zavření.

Z hlediska praktické perspektivy není vhodné použití kontaktních monitorovacích systému (kabely, elektrody) pro automobilní aplikace. Z tohoto důvodu konkurují pro získávání informací o fyziologickém stavu řidiče bezkontaktní neinvazivní metody. Tento trend je částečně podporován rozvíjejícím se úsilím v oblasti výzkumu a vývoje směrem k autonomnímu řízení a demografickými změnami (řidiči jsou starší a potencionálně více nemocní).

Popsaná rešerše shrnuje dostupnou technologii v oblasti monitorování vitálních funkcí pro použití v automobilním zařízení, a zároveň vystihuje podstatu, výhody a nevýhody jednotlivých konceptů. Poukazuje také na potenciální řešení ke zvýšení pokrytí a přesnosti měření vitálních znaků, vyplývajících z pohybových artefaktů. [1]

## 1.1 Bezkontaktní neinvazivní snímání fyziologických znaků

V roce 2012 uveřejnil Scalise a další [48] komplexní přehled kontaktních monitorovacích systémů, zejména elektrokardiografie a fotopletysmografie (PPG) pro monitorování srdeční aktivity. Jako alternativa ke kontaktním metodám byla vybrána laserová vibrokardiografie, magnetická indukce (MI), kapacitní EKG (cEKG), ultrazvukový vysílač a kontinuální (CW)/pulzní (PW) radar. Článek popisuje rozdělení bezkontaktních monitorovacích technik do čtyř kategorií pro měření srdeční aktivity na základě jejich principu fungování: elektromagnetické monitorovací systémy, laserové monitorovací systémy, obrazové monitorovací systémy a jiné. Jejich společnou charakteristikou je schopnost měřit přemístění povrchu (kůže) důsledkem kontrakce srdečního svalu. Změna objemu srdce a následné přemístění vnější srdeční stěny během systoly pohybují tkáněmi pod žebry a měkkými mezižebními tkáněmi, což způsobuje známý rytmus, patrný přiložením špičky prstu k levé horní části hrudníku. Ve skutku je také potřeba poznamenat, že pohyb povrchu (kůže) důsledkem tělesného tepu je do značné míry ovlivněn zdravotním stavem a polohou subjektu, dále pohlavím, věkem a hmotností.

### 1.1.1 Elektromagnetické metody

Základním principem radaru je přenos mikrovlnného (rádiového) signálu směrem k cíli. Poté je měřena síla zpětně rozptýleného signálu. Rozlišujeme dvě snímací modalitty pro monitorování

HR: kontinuální vlna (CW) a širokopásmový pulzní radar (UWB). Radar využívající konstantní vlnu (CW) emituje nepřetržitý proud elektromagnetického záření. Pro přenos signálu se používá anténa, která slouží pro vysílání i pro detekci signálu. V kombinaci se směšovací diodou poskytuje napětí úměrné fázi mezi vysílaným a přijatým signálem (který se vztahuje k cílovému pohybu). K separaci tepu a respiračního signálu se zařazuje filtr (pro měření se využívá pásmo přesahující 10 m). Obecně, metody využívající CW radar se jeví jako jednodušší v komparaci s UWB. Na druhé straně metoda řeší problém více odrazů způsobených přítomností rozptylové charakteristiky okolního prostředí.

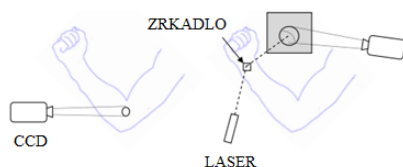
Analýza srdeční variability (HRV) s 24 GHz CW mikrovlnným systémem monitorujícím subjekt zezadu, sedící ve vzdálenosti 34 mm, vykazovala silnou korelaci měření HRV z mikrovlnného systému v porovnání se dvou minutovým EKG záznamovým systémem v klidu a během jednoduchých aritmetických zadání. Komparace pěti minutových záznamů nepotvrdila žádných markantních odchylek v časové, frekvenční doméně a v nelineární dynamické analýze měření HRV (odvozené od srdeční frekvence a EKG), což podouvá možnost aplikace této techniky jako praktické alternativy k EKG pro HRV analýzu.

Jako další řešení radarového monitorování srdeční aktivity se nabízí využití pulzního radaru (z převážné části jde o ultra širokopásmový pulzní radar UWB). UWB systémy přenášejí úzké impulzy podobné signálům, které pokrývají široký frekvenční rozsah. Šířka takového systému se obvykle pohybuje v rozmezí 100 s až několik ns (doba nárůstu 50 ps korespondující s frekvenčním rozsahem, schopným pokrýt několik GHz).

Pro účely hodnocení vitálních znaků pomocí UWB byly shromážděny data 40 subjektů (Walter Reed Army Institute of Research) s využitím mikroelektronického impulzního radaru. Byly zaznamenány hodnoty z EKG a pulzního oxymetru současně s MIR záznamy. Data senzorů MIR byly odečteny od každého subjektu ve čtyřech různých pozicích těla (stojící vzpřímeně, ležící na pravé straně, ležící na břiše a zádech). Výsledky prokazují dobrou korelaci se standardními kontaktními technikami (EKG) a UWB pulzním radarem.

### 1.1.2 Obrazové monitorovací metody

Jejich použití pro monitorování srdeční frekvence je založeno na vizuálním pozorování vychýlení cév v důsledku srdečního rytmu.



**Obr. 1** Akvizice speckle zobrazení získává výchylky povrchu kůže v důsledku systolické tlakové vlny (obrázek vlevo) a laserová reflektometrie (obrázek vpravo) [2].

Pro tyto účely bylo navrženo zařízení kombinující časosběrný obraz z praktické videokamery a počítačové zpracování obrazu. Zařízením byla měřena průměrná srdeční a respirační frekvence (30 s) na základě změny jasové úrovně. Systém detekoval tepovou frekvenci jasněji kolem typických palpačních bodů (karotida, ulnární tepna). Byly získány korelační koeficienty 0, 90 s ohledem na srdeční frekvenci měřenou pulzním oxymetrem.



Další aplikací je Cardiocam. Tento systém představuje nízkonákladovou bezkontaktní techniku pro měření srdeční a dechové frekvence pomocí webové kamery. Pearsonovy korelační koeficienty mezi referenčním senzorem a systémem s použitím webkamery byly  $r = 1$  pro detekovanou srdeční frekvenci a  $r = 0,92$  pro HF a LF. Hodnota RMS pro HR byla 1,24 tepů/min.

Ve spolupráci se společností Philips Research Laboratory byl vyvinut obrazový systém se zaměřením na optickou pletysmografii (reflektivní režim na 3 vlnových délkách). Střední hodnoty respirační a srdeční frekvence vykazovali spolehlivou korelaci (s využitím okna 50 s). Prototyp malé bateriové kamery byl demonstrován na profesionálních plavcích.

### 1.1.3 Další metody

Řadíme sem monitorovací systémy s využitím magnetické indukce. Demonstrováný fyzikální princip ukazuje, že mechanická aktivita srdce, bránice a hrudníku vykazuje z hlediska impedance dobrou vodivost (krev) a špatnou vodivost (vzduch). Indukující vířivé proudy do tkáně a vnější měření reindukovaného magnetického pole používá tyto impedanční změny pro monitorování signálů pomocí cívky, kde dochází k buzení a měření signálu. Navržený systém zajišťuje bezkontaktní monitorování. Jeho hlavní nevýhoda spočívá ve vysoké citlivosti na relativní pohyby mezi cívkou a tělem řidiče. Jiný přístup uvádí snímání tlakových oscilací ze snímací podložky umístěné pod polštářem. Implementace v reálném čase se provádí pomocí tlakových senzorů snímajících prostřednictvím katétrů vinylovou tubu (naplněná vodou, bez přístupu vzduchu). Získaná data jsou vysoce citlivá na tělesný pohyb a umístění senzoru pod polštář. Snímací systém, který využívá ultrazvukové snímání srdeční, dechové aktivity a chování pohybů byl vyvinut pro spánkové aplikace. Ultrazvukový vysílač a přijímač detekuje oscilace postele v důsledku respiračních a srdečních pulzů. [2]

Kranjec a jiní (r. 2014) ve svém článku [3] vysvětluje měření založené na principu sledování srdeční frekvence a frekvenční variability. Kromě konvenčních měřících postupů (EKG, PPG) byly využity experimentální metody, zahrnující měření pro vizualizaci tepelných vlastností, zobrazovací systémy využívající viditelné světlo, optická VKG, Dopplerův radar, kapacitní EKG (cEKG) a srdeční frekvence, které byly extrahovány z řeči. Autoři kategorizovali „přímé“ metody pro měření srdeční frekvence, měřící elektrickou srdeční aktivitu (cEKG) detekující změny v okolním elektrickém poli, a „nepřímé“ metody pro měření přemístění části těla subjektu důsledkem mechanické kontrakce srdečního svalu (mikrovlnný radar a ultrazvukový radar využívající Dopplerův jev, zvukový signál získaný kondenzátorovým mikrofonom). Studie je v základním principu zaměřena na měření poměru signál-šum s ohledem na vzdálenost mezi subjektem a HR přístrojem. Výsledky indikují proveditelnost měření HR zvláště pro vzdálenosti menší než 50 cm, které splňují základní požadavky pro diagnostické účely HR.

Bezkontaktní měřící metody (Tab. 1) se jeví jako relevantní a schopny poskytnout požadovanou informaci s určitou spolehlivostí a přesností. Pro získání optimálních výsledků vyžaduje každá metoda své specifické prostředí.

**Tab. 1 Přehled metod pro bezkontaktní snímání HR (HRV) [3].**

<b>Metoda měření</b>	<b>Klasifikace</b>	<b>Měřená veličina</b>	<b>Měřicí snímač</b>
EKG	Kontaktní, konvenční	Elektrický potenciál	Vodivá elektroda
PPG	Kontaktní, konvenční	Absorpce elektromagnetické radiace	Fototranzistor
Sluchátka	Kontaktní, experimentální	Indukované napětí v důsledku pohybových artefaktů, zvuk	Cívka uvnitř sluchátek
cEKG	Bezkontaktní, experimentální	Změna okolního elektrického pole v důsledku pohybů těla	Kapacitní elektrody
Měření mikrovlnní vzdálenosti	Bezkontaktní, experimentální	Přemístění těla	Mikrovlnní senzor
Měření UZV vzdálenosti	Bezkontaktní, experimentální	Přemístění těla	UZV senzor
VKG	Bezkontaktní, experimentální	Přemístění těla	Laser
Termovizní zobrazování	Bezkontaktní, experimentální	Radiace v infračerveném rozsahu EM spektra	Termovizní kamera
RGB kamera	Bezkontaktní, experimentální	Absorpce elektromagnetické radiace	Digitální kamera
HR ze signálu řeči	Bezkontaktní, experimentální	Zvuk lidské řeči	Mikrofon

Tab. 2 Přehled bezkontaktních metod pro měření srdeční aktivity z hlediska jejich vlastností. Dopad srovnávací oblasti na konkrétní bezkontaktní metodu měření je označen hvězdičkovým symbolem „\*“, kde „\*“ představuje minimální hodnotu a „\*\*\*\*\*“ představuje maximální hodnotu [49].

Více osob	Vysokofrekvenční imunita	Odolnost vůči elektrickému rušení	Odolnost vůči akustickému rušení	Princip fungování/metoda
*	*****	*****	**	HR z řeči Frekvenční modulace signálu řeči
*	*****	*****	*****	Termovizní zobrazování Termovizní zobrazování lidské tváře a krku
*****	*****	*****	*****	RGB zobrazování Reflexní PPG signál odraženého okolního světla
*	*****	*****	*****	Optická VKG Průhyby v oblasti pozorovaného lidského těla, způsobené srdeční aktivitou
*	***	*****	*****	Doppler Radar Účinnost Dopplera na mikrovlnní záření/UZV vlnění odraženo od kůže
*	**	*	*****	cEKG Měření lokálního elektrického pole modifikovaného pohybem těla

Minimální doba	Vliv prostředí	Vzdálenost	Aktivní/pasivní	Spolehlivost	Stav vývoje	Pořizovací cena	Složitost zpracování dat
***	Akustické rušení	*	P		**	*	****
*****	Proudění vzduchu	***	P	***	***	*****	****
	Změna okolního světla	****	P	***	***	**	****
*		*****	A	****	****	*****	*
*	Mikrovlnné záření	****	A	*****		***	*
*	Proudění vzduchu, statická elektrina, šum	*	P	**	**	***	**

Princip fungování/metoda	Nevýhody	Výhody
HR z řeči Frekvenční modulace signálu řeči	Komplexní algoritmus, nespolehlivost	Levný senzor
Termovizní zobrazování Termovizní zobrazování lidské tváře a krku	Vyšší pořizovací cena senzoru, nízké časové rozlišení	Pasivní bezkontaktní metoda
RGB zobrazování Reflexní PPG signál odraženého okolního světla	Komplexní algoritmus, nízké časové rozlišení	Nízkonákladový senzor, více subjektů
Optická VKG Průhyby v oblasti pozorovaného lidského těla, způsobené srdeční aktivitou	Vyšší pořizovací cena hardwaru, komplexní optické rozhraní	Detekce malých pohybů, dlouhého dosahu, velké
Doppler Radar Účinnost Dopplera na mikrovlnné záření/UZV vlnění odraženo od kůže	Expozice mikrovlnné záření/UZV	Dlouhý dosah
cEKG Měření lokálního elektrického pole modifikovaného pohybem těla	Nízká odolnost proti hluku	Bezkontaktní metoda

Z Tab. 2 je zřejmé, že z hlediska sledování vlivu akustického šumu na jednotlivé měřicí metody se prokázala jako nejvíce negativní metoda extrahování záznamu HR a analýzy řečových signálů pomocí mikrofonu. Okolní statická elektřina může také negativně ovlivnit senzor a samotné měření. Možný problém také zahrnuje přetížení senzoru a odpovídající dobu zotavení přístroje v závislosti na časové konstantě senzoru. V závislosti na své frekvenci se může okolní střídavé pole chovat jako měřený signál, pokud se nachází v rozsahu HR. Řešením může být použití optimální filtrace (podmínka vysoce dynamického rozsahu měřicího senzoru a sběrníkového systému dat). cEKG vyžaduje vysokou citlivost senzoru pro úspěšnou detekci biosignálů. Tato metoda je spolu s mikrovlnným Dopplerovým radarem citlivá na vysokofrekvenční emise. Metody založené na principu RGB zobrazování prokázali schopnost měřit HR na více subjektech současně. Složitost získaných měření se u jednotlivých metod liší. Pro extrahování HR z řečového signálu je potřeba použít několik vhodných algoritmů a filtrací. Tento problém řeší metoda termovizního a RGB zobrazování. Optická VKG poskytuje přímější signál s výraznějšími vrcholy, které jsou méně náročné na zpracování. Důležitým aspektem měřicího zařízení je také pořizovací cena, která se liší od levných mikrofونů pro extrakci HR z řeči a standardní kamery RGB pro notebooky, až po dražší termokamery a lasery pro optickou VKG. Radarové senzory i cEKG lze sestavit z elektronických komponentů, které jsou součástí standardních elektronických obvodů. V souvislosti s fází vývoje patří k nejrozvinutějším metodám laserové a Dopplerovské techniky, které získávají přímá data, relativně snadno zpracovatelná. Tyto metody se také řadí k nejspolehlivějším bezkontaktním metodám (signály s nejvyšší přesností a nejlepším poměrem SNR). Nevýhodou obou

měřících metod je vliv nekontrolovatelného pohybu subjektu. Různé přístupy k naměření parametrů srdeční aktivity se liší v závislosti na vzdálenosti, což může ovlivnit vyzařovací výkon. Optická VKG vykazuje uspokojivých výsledků při největší vzdálenosti (> 10 m). Při nastavování měřícího systému je zapotřebí vzít do úvahy okolní vlivy (akustický hluk, proudění vzduchu, teplota, kolísání okolního světla a elektromagnetického záření). V souvislosti s dobou měření, obě měřící techniky vyžadují měření časového intervalu až 1 min, na rozdíl od ostatních zmíněných metod (několik sekund). Hlavní výhodou metody extrahování HR z řeči je použití nízkonákladového senzoru (např. mikrofonu). Nevýhodou metody je nespolehlivost v hlučném prostředí. Negativem metody jsou také nároky na algoritmus. Hlavní výhodou termovizního zobrazování spočívá v pasivitě metody orientované na měření obličeje subjektu, která je vystavena obrazovce počítače, a proto je také vhodná pro umístění kamery. Metoda se setkává s problémy, jako jsou enormní náklady na měřící zařízení a nízké časové rozlišení. Naopak, RGB kamera je alternativním řešením pro její efektivní nákladovost. Nevýhodou metody je komplexní analýza dat spojená s nízkým časovým rozlišením senzoru. Schopnost detekovat minimální pohyby zajišťuje optická kardiografie. Samotný měřící systém je složen z drahého HW, složitého a přesného optického rozhraní. Obě radarové metody také poskytují optimální výsledky při poměrně dlouhých měřících vzdálenostech (až několik metrů). Jde o aktivní metody, které emitují záření. cEKG může být použita i na větší vzdálenosti a zároveň vykazuje odolnost vůči šumu. [49]

Brüser (RWTA Aachen Univerzita, r. 2015) ve své práci [4] objasňuje aplikaci devíti různých bezkontaktních snímacích modalit, jejichž záměrem je monitorování kardiorespirační činnosti, kdy se snímá mechanických, bioelektrických a tepelných účinků z povrchu těla: kapacitní EKG (cEKG), seizmokardiografie (SKG), balistokardiografie (BKG), reflexní PPG a PPG, termografie, laserové a radarové metody, analýza pohybu videa, jakož i metody využívající vysokofrekvenční elektromagnetická pole. Srdeční aktivita může být měřena snímáním elektrických potenciálů z povrchu těla, generovaných elektrickým vybuzením srdečních svalových buněk. Takle měření se označují jako elektrokardiografie. V případě měření kapacitních vazeb jde o kapacitní EKG.

K mechanickým účinkům patří pohyby nitrohručních orgánů (přesun orgánů, tělních tekutin a deformace ploch tkáně, povrchová perfuze, rozložení impedance nitrohručních struktur. Rozložení tělní plochy může být registrováno pomocí radaru, BKG, SKG nebo videa, přičemž lze získat srdeční a dechovou frekvenci. Povrchová perfuze a její optické vlastnosti může zaznamenává fotopletysmografie. Tyhle metody poskytují informace o srdečním cyklu a saturaci kyslíku.

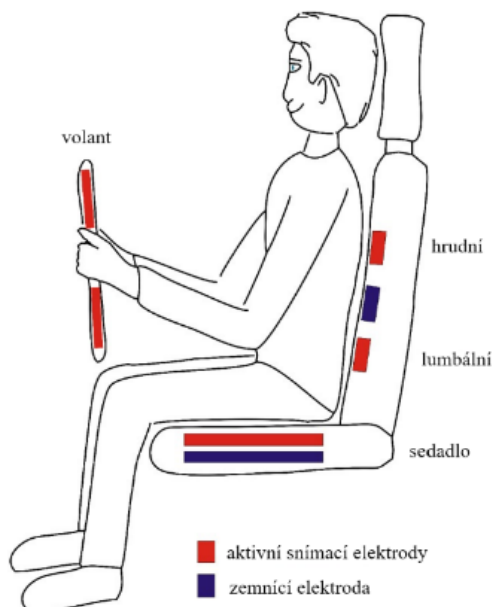
Impedanční kardiografie nebo bioimpedanční spektroskopie sleduje změny v rozložení nitrohruční impedance. Pro analýzu impedance bez nutnosti fixace elektrod na tělo pacienta slouží měření magnetické indukce (MI), která prokázala schopnost měřit srdeční a dechovou frekvenci. K bezkontaktním metodám pro monitorování tělesné teploty patří radiační termografie, která sleduje změny tělesné teploty, přímým prouděním tepla mezi tkáňové orgány a krví. Pro měření dechové frekvence pomocí MI se využívá činnosti srdce a plic (proudění tepla krví a vzduchem). Současná termografie je v principu aplikovatelná pro monitorování srdeční frekvence. Její využití v této oblasti je omezeno nedostatečnou citlivostí.

## 1.2 Monitorování EKG v automobilním zařízení

Elektrokardiogram je charakterizovaný jako biopotenciální signál (typ BF), který udává informace o elektrické a mechanické činnosti srdečního svalu. Pro jeho naměření jsou zapotřebí alespoň dvě elektrody a diferenciální zesilovač. Jde o důležitý fyziologický signál při diagnostice srdeční poruchy.

Při monitorování klasického EKG se využívají dobře vodivé, adhezní elektrody. Nejčastěji se vyrábějí ve stříbrném provedení s tenkou vrstvou stříbro-chloridu na povrchu. Z elektrochemického hlediska jde o nepolarizovatelné elektrody. Díky kombinaci těžkých kovů a jejich chloridové vrstvy mají elektrody nižší citlivost na změny v koncentraci iontů, a jsou velmi stabilní z hlediska polarizace. Elektrody mají převážně charakter rezistoru. Jako polarizovatelné suché elektrody se používají ploché kovové elektrody. Jejich charakteristika spočívá v jednoduchém a levném provedení, na druhou stranu trpí na nestálost polarizačních jevů (polarizační efekt je přímo úměrný koncentraci iontů solí kůže pacienta). Tyhle elektrody mají většinou kapacitní charakter. Kapacitní elektrody nemají přímé galvanické spojení s pacientem. Proto se mezi elektrodou a kůží pacienta vkládá tkanina. Pro zesílení hodnot EKG signálu je do obvodu zařazený zesilovač.

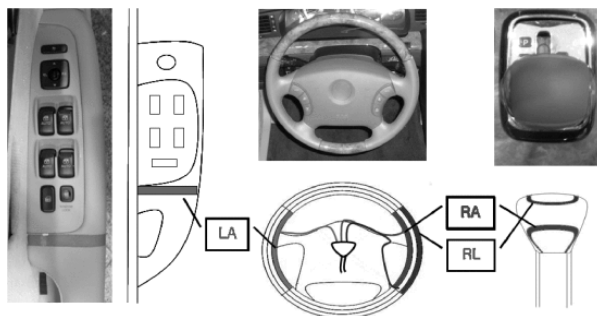
Pro umístění elektrod v automobilech se využívá volant (vodivá část), opěradlo (kapacitní část) a sedadlo (kapacitní část). Pro redukci společných svodů je použita zemní elektroda. Zatímco hrudní umístění nízko-kontaktních elektrod má výhodu ve velikosti síly signálu, toto zapojení je vystavěno největším pohybovým artefaktům. Obr. 2 ilustruje rozmístění elektrod v automobilním zařízení při monitorování srdeční aktivity [5], [6].



**Obr. 2** Lokalizace elektrod pro vodivé a nízko kontaktní monitorování EKG v oblasti sedadla automobilu. Červené bloky indikují umístění snímací plochy elektrod, zatímco modré bloky značí polohu zemní elektroda [5].

### 1.2.1 Vodivé systémy monitorování EKG

Umístění elektrod na volant bylo jedním z prvních cílů výzkumu. Jeong (Yonsei University v Koreji, r. 2007) se svými spolupracovníky vyšetřovali zátěžovou odezvu za účelem kvantifikace úrovně napětového rozpoložení řidiče, přičemž pozorovacím faktorem byla srdeční frekvenční variabilita (HRV). Hodnoty byly zajištěny prostřednictvím suchých EKG elektrod, umístěných na volantu auta. Systém je navržen ve struktuře, která je schopna měřit EKG připojením EKG elektrody k volantu, loketnímu opěradlu a řadící páce ve vozidle během řízení. Pro výrobu elektrody byl použit chlorid stříbrný v kombinaci s uhlíkem pro zakrytí volantu a dalších měřících pozic.

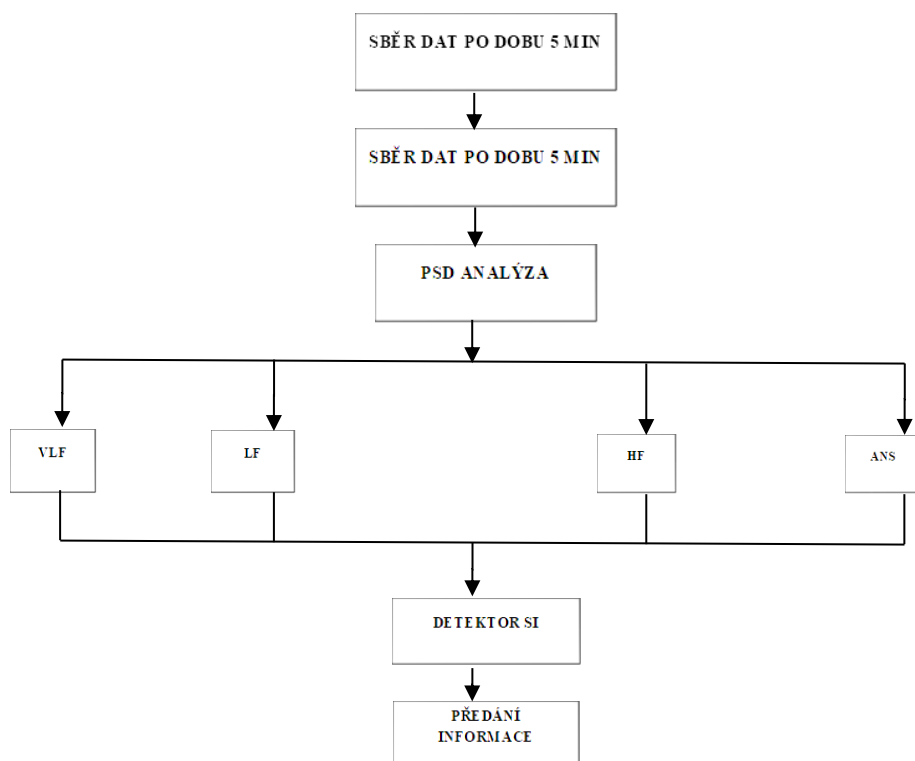


**Obr. 3 Pozice senzoru [7].**

Obr. 3 popisuje rozmístění elektrod LA vlevo, RA a RL vpravo na dvojích místech. Dráty jsou vedeny uvnitř volantu pro minimalizaci nepohodlí při řízení. Kabely soustředěné ve středu volantu jsou spojeny se systémem pro měření biologických signálů pomocí stínícího kabelu. Pro zajištění flexibilního a volného přístupu k subjektu je elektroda se stejnými vlastnostmi lokalizována na loketní opěře sedadla řidiče a řadící páce. Signál naměřený na elektrodě je detekován jako EKG signál.

Frekvenční oblast poskytuje užitečné informace pro odhad antagonistické aktivity mezi sympatickým a parasympatickým nervovým systémem autonomního nervového systému. Změna autonomního nervového systému (ANS) předpovídá úroveň stresu u řidiče, a teda poskytuje možnost varování při nepřetržité detekci. Následně může vést k rozpoznání a bezpečnému řízení u řidiče detekováním stresu během jízdy, změnou různých faktorů (nálady, biorytmu, únavy nebo nemoci). Smíšená oblast sympatického a parasympatického nervového systému a snížené množství změn v oblasti parasympatického nervového systému (zvýšené množství změn v oblasti sympatického nervového systému) naznačují zvýšenou úroveň stresu. Index stresu (SI) je detekován přidáním vážené hodnoty výše zmíněné změny v ANS k této informaci o autonomním nervovém systému. Index stresu je klasifikován do tříd 0 až 6 (0 – žádný SI, 6 - velmi vysoký SI).





**Obr. 4 Blokové schéma změny v ANS a algoritmu pro detekci SI [7].**

Experiment byl proveden v ranních hodinách při slabém provozu na silnici při pravidelné změně rychlosti jízdy. Byly získávány SI odezvy u řidiče každých pět minut.

**Tab. 3 Cestovní protokol experimentu [7].**

	Lokalizace	Vzdálenost (km)	Lokalizace	Vzdálenost (km)	
<b>Změna rychlosti</b>	South-Wonju IC	0	West-Daegu IC	0	<b>Změna rychlosti</b>
	Chiak Service area	13, 3	Chilgok IC	9, 9	
	Sillim Juchun IC	18	Dongmyoung Service area	17, 6	
<b>Fixní rychlost 80 km/hod</b>	Jechon, Chungju IC	29, 8	Daboo, Waegwan IC	23	<b>Fixní rychlost 80 km/hod</b>
	South-Jechon, Gumsung IC	37, 9	Gumi IC	30	
<b>Změna rychlosti</b>	North-Danyang IC	50, 3	Gunwi IC	41, 1	<b>Změna rychlosti</b>
	Danyang Service area	52, 7	Gunwi Service area	49	
	Danyange IC	64	Uiseong IC	52	
	Punggi, North-Yeongju IC	80, 5	South-Andong IC	74, 8	
	Yeongju IC	91, 1	Andong Service area	85	

<b>Fixní rychlost 100 km/hod</b>	Yecheon IC West-Andong IC Andong Service area South-Andong IC UiseonG IC	102, 5 115, 3 120 130 152, 5	West-Andong IC Yecheon IC Yeongju IC Punggi, North- Yeongju IC Danyange IC Danyang Service area North- Danyang IC	88, 8 103 114 124 141 145 154, 5	<b>Fixní rychlost 100 km/hod</b>
<b>Změna rychlosti</b>	Gunwi Service area Gunwi IC Gumi IC Daboo, Waegwan IC	155, 5 165 175, 1 181, 1	South-Jechon, Gumsung IC Jechon, Chungju IC	166, 6 174, 3	<b>Změna rychlosti</b>
<b>Fixní rychlost 80 km/hod</b>	Dongmyoung Sevice area Chilgok IC	186, 5 194, 8	Sillim Juchun IC Chiak Service area	186, 5 191, 5	<b>Fixní rychlost 80 km/hod</b>
<b>Změna rychlosti</b>	West-Daegu IC	205	South-Wonju IC	205	<b>Změna rychlosti</b>

Prvotně byl naměřený počáteční stav řidiče při rozjezdu vozidla. O 10–15 minut později byla rychlost vozidla omezena na 80 km/h po dobu dalších 15 minut. U volného řízení na rychlostní silnici, rychlost vozidla dosahovala 100 km/hod. Při opakování výše uvedeného protokolu byla naměřená změna SI řidiče při pravidelné změně rychlosti vozidla každých pěti minut. Pokud SI řidiče byla <5, řízení bylo z důvodu bezpečnosti pozastaveno. V škále měření hodnota 6 představuje stav největšího vypětí řidiče, zatímco 0 odpovídá stavu řidiče s nejnižším vypětím. Experimentu se zúčastnilo 6 dobrovolníků bez patologických změn a fyzických abnormalit, kteří byli řádně poučeni (26-33 let v poměru muž žena 5:1). Na základě tohoto výzkumu se EKG signál převádí na HRV signál pro analýzu v časově-frekvenční oblasti. Pomocí algoritmu se vypočítává odezva ANS a úroveň stresu.

Výzkum navrhuje experiment pro vývoj systému v automobilním zařízení pro ustanovení SI řidiče, které využívá EKG. Aby se docílilo vyšší přesnosti experimentu, je potřebné vybrat vhodný index. Navíc, je nutné navrhovanou metodu verifikovat větším počtem modelů se statistickými metodami a rozpoznat různé vztahy mezi emočními a fyziologickými faktory [7].

Ve stejném roce Lee (Seoul National University, Korea) a jeho kolegové ve své studii [8], [9] deklarují použití suchých elektrod integrovaných do volantu auta. Pro výrobu páskových suchých elektrod byla použita měď. Testování byly 3 studenti, kteří řídili vozidlo po dobu 40-50 min na úseku

16 km. Srdeční variabilita byla vyhodnocena pomocí Tompkinsnova algoritmu pro detekci R vrcholů a výpočtu R intervalů a parametrů SDNN, RMSSD a pNN50.

Tato studie byla navržena k vyhodnocení systému pro neinvazivní měření fyziologického signálu, zabudovaného ve vozidle. Systém zahrnuje senzory prostředí na volantu, EKG zesilovač, přenosní modul integrovaný do automobilu a software pro analýzu, ukládání a zobrazování dat. Pro zhodnocení systému byl porovnán EKG signál získaný během jízdy k referenčnímu EKG (komerční zařízení s hrudními elektrodami).



**Obr. 5 Umístění suché elektrody a systémové skřínky [8].**

Pro výrobu suchých nalepovacích elektrod byla použita měď, která se vyznačuje dobrou vodivostí (stejně vlastnosti i při její umístění uvnitř pásy, krytou adhezivními materiály). Čtyři kusy měděných pásek byly připojeny k volantu vozidla. Pozice pro umístění elektrod byly vybrány na základě kontaktní frekvence subjektu. Senzor pak měřil neinvazivně EKG signál z dlaní řidiče. Senzory byly připojeny k předzesilovači a analogově-digitálnímu převodníku (Atmel AT mega 8) uprostřed volantu. Signál byl filtrován pomocí filtrů dolní propust s frekvencí 5 Hz, a horní propust 35 Hz. Filtrovaný analogový signál byl převeden do digitálního signálu se vzorkovací frekvencí 200 Hz a rozlišením 10 bitů. Digitalizovaný signál byl přenesený do notebooku v automobilu prostřednictvím bezdrátového sériového komunikačního modulu (Promi-ESD™ verze 1.2) a Bluetooth (BTA-6030). Systém byl napájen baterií v automobilu. GPS senzor by mohl nabídnout okamžitou rychlost, polohu a čas na základě NMEA protokolu. Tyto informace by mohli být použity jako objektivní informace o životním prostředí vozidla během jízdy. Software komunikoval se systémem a GPS přijímačem (BU 353, SiRF Star III). Referenční EKG signál byl naměřen Ag/AgCl hrudními elektrodami. Ke sběru dat byl použitý počítačový systém MP 150, BIOPAC. Vzorkovací frekvence referenčního EKG signálu byla 200 Hz.

Před, a po jízdě byly zaznamenány EKG signály v klidovém stavu po dobu 10 min. Jízda proběhla za rušných okolních podmínek na cestní silnici ve městě Seoul (křižovatky, semaforey, tunely). Limitní rychlost silnice byla stanovena na 60 km/hod. Doba realizace experimentu byla 40-50 min s výjimkou klidových stavů. Pro experiment byly vybrány 3 studenti (muži ve věku 24-29 let, žádné klinicky významné srdeční onemocnění).

Pro detekci R vrcholů byl použit Tompkinsův algoritmus. Z detekovaných bodů R vrcholů byly vypočteny R-R intervaly, srdeční frekvence, SDNN, RMSSD a pNN50 v časové doméně. Pro analýzu ve frekvenční oblasti byl vypočítaný nízkofrekvenční výkon (0,04 ~ 0,15 Hz), vysokofrekvenční výkon (0,18 ~ 0,4 Hz) a poměr mezi LF a HF výkonu HRV.

Výsledky měření R-R intervalu prokázali artefakty (výkyvy nebo zkreslení) při vzdálení rukou od volantu. Korelační koeficient byl velmi vysoký ( $p < 0,001$ ) jak u klidového stavu řidiče, tak během jízdy.

**Tab. 4 Srovnání analýzy HRV v časové doméně [8].**

	Před jízdou		Během jízdy		Po jízdě	
	Systém	mp150	Systém	Mp150	Systém	mp150
<b>Subjekt 1</b>						
<b>R</b>	0,998*		0,9691*		0,9958*	
<b>SDNN</b>	53,28	53,90	55,77	54,99	63,65	64,39
<b>RMSSD</b>	40,85	40,89	39,46	33,17	38,44	38,78
<b>pNN50</b>	7,56	7,72	5,84	5,14	7,88	8,19
<b>M_HR</b>	64,71	63,83	66,44	65,50	66,00	65,11
<b>Subjekt 2</b>						
<b>R</b>	0,9876*		0,9966*		0,9947*	
<b>SDNN</b>	27,17	27,32	34,34	33,88	30,61	30,84
<b>RMSSD</b>	22,47	22,00	23,90	23,67	27,43	27,37
<b>pNN50</b>	0,48	0,36	0,33	0,33	2,10	1,48
<b>M_HR</b>	84,47	83,31	84,91	86,08	82,38	81,26
<b>Subjekt 3</b>						
<b>R</b>	0,9976*		0,9812*		0,9983*	
<b>SDNN</b>	46,07	45,42	63,73	63,58	54,45	53,67
<b>RMSSD</b>	46,90	46,26	52,62	54,94	60,98	60,23
<b>pNN50</b>	14,73	14,88	18,72	17,30	24,12	24,28
<b>M_HR</b>	64,94	65,84	70,53	71,52	63,01	63,88

**Tab. 5 Vyjádření procenta chybějících R vrcholů [8].**

	Celkový počet (-)	Počet chybějících (-)	Procentuální vyjádření (%)
<b>Subjekt 1</b>	2711	22	0,82
<b>Subjekt 2</b>	3280	53	1,62
<b>Subjekt 3</b>	2138	34	1,59

Tato studie představila a ověřila neinvazivní systém měření EKG během jízdy v automobilu. Naměřené a vypočtené hodnoty jednotlivých parametrů byly analyzovány v časové a frekvenční oblasti. Získané EKG ukázalo nejen vysoký korelační koeficient, ale také relativně malé amplitudové intervaly (omezení pohybových artefaktů). Procento oblasti nezachycených R vrcholů bylo  $>2\%$ . Hodnoty srdeční frekvence a poměru LF/HF mají tendenci se zvyšovat ve stresových stavech. V tomto případě byl stresujícím faktorem rušná jízda po silnici. Experiment vykazoval určité omezení v uchopení volantu oběma rukama po celou dobu jízdy (i při zastavení na semaforu). Saturované periody byly

variabilní v závislosti na trase a provozu, stavu vozovky. Hlavním účelem výzkumu byl vývoj systému pro sledování zdravotního stavu řidiče, nikoliv diagnostika srdečních onemocnění.

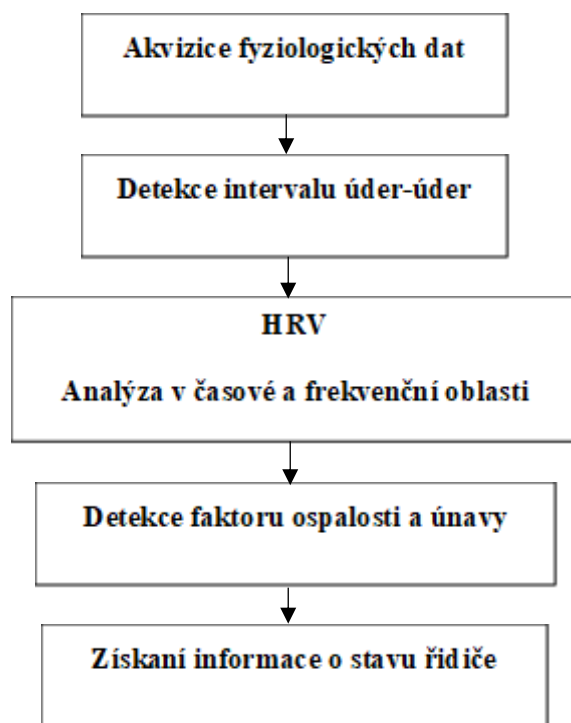
V roce 2010 prezentovali ve svém výzkumu [10], [11] Shin, a později Jung s dalšími (Pukyong National University, Busan, Korea) návrh EKG senzoru s vodivými textilními elektrodami a PPG senzor pro získání fyziologických signálů řidiče. Signály EKG a PPG byly přenášeny do základnové stanice připojené k počítači serveru prostřednictvím osobní sítě. Na serveru byl navržen inteligentní monitorovací systém, který analyzoval PPG a EKG. Účelem systému bylo zpracování HRV signálů odvozených z fyziologických signálů v časové a frekvenční doméně a vyhodnocení stavu ospalosti řidiče.

Navržený systém se skládá ze 3 částí. Snímací část obsahuje EKG senzor, PPG senzor, a bezdrátový snímací uzel pro měření fyziologických signálů z rukou uživatele a odesílání dat do základnové stanice přes IEEE 802.15.4. Přenesené signály z bezdrátového snímacího uzlu byly ukládány, analyzovány a zobrazovány na serveru prostřednictvím osobní sítě. Pro maximální konvenci pro měření EKG signálů byly použity vodivé textilní elektrody na volante. Jejich povrchový odpor byl menší než  $0,05 \Omega/\text{m}^2$  při tloušťce 0,05–0,21 mm.

Signály EKG byly získané z obou rukou řidiče, zpracováním obvodu pro úpravu analogového signálu, který obsahuje obvod zesilovače, filtry typu horní propust (HPF) a dolní propust (DPF). Obvody HPF a LPF byly navrženy pro eliminaci analogového šumu. Konečná mezní frekvence filtru 0,5 až 34 Hz při celkovém zisku 500 (27 dB). PPG senzor tvoří infračervená LED o vlnové délce 940 nm a fotodioda PIN pracující s odrazivým světlem. Naměřené signály z PPG snímače byly zesíleny a filtrovány pro úpravu analogového signálu. Obvody LPF a pásmová propust (BPF) byly navrženy tak, aby eliminovaly analogový šum. Mezní frekvence LPF byla 24 Hz a konečná šířka pásma BPF byla 0,5 až 10 Hz. Akvizice dat 5 bajtů/1 s, vzorkovací frekvence 75 Hz pro PPG senzor. Uzel bezdrátového senzoru používaný ke sběru a přenosu naměřených signálů byl vybaven mikrořadičem MSP430F1611 (Texas Instruments, USA) s velmi nízkým výkonem s 10 kb RAM, 12-bitovým A/D převodníkem a 48 kb flash pamětí. Bateriové napájení 3,3 V. Bezdrátový vysílač CC2420 používal IEEE 802.15.4 ZigBee a frekvenční pásmo bylo od 2,4 do 2,485 GHz. Vysílač byl řízen pomocí protokolu MSP430F1611 prostřednictvím portu SPI a řady digitálních vstupně-výstupních linek. Umožňoval podporu několika provozních režimů s nízkou spotřebou, v režimu spánku spotřebovává až 5,1  $\mu\text{A}$ , a v aktivním režimu 1,8 mA.

Druhou část tvoří osobní síť pro komunikaci mezi výpočetními zařízeními. Naměřené signály z obou senzorů lze přesně poslat do základnové stanice provozem s nízkou spotřebou pomocí osobní sítě, která složí k propojení a komunikaci všech bezdrátových uzlů senzorů v automobilu. Bezdrátový uzel byl provozován společností TinyOS. Tento operační systém s otevřeným zdrojovým kódem pro bezdrátové sítě vestavěných senzorů, byl vybaven architekturou založenou na komponentách, která umožňuje rychlou inovaci a implementaci, a zároveň minimalizuje velikost kódu dle omezení paměti.

Poslední část pojednává analýzu HRV. V prostředí osobní sítě v automobilu byly signály HRV získány zpracováním signálů (Obr. 6). Tato studie využívá interpretace signálů HRV v časové a frekvenční oblasti.



**Obr. 6 Vývojový diagram pro analýzu HRV detekce ospalosti a únavy [10].**

Experiment byl proveden za účelem monitorování EKG a PPG v reálném čase. Měření bylo aplikováno na 2 zdravé subjekty třikrát po dobu 3 minut za normálních a ospalých podmínek ve dne a v noci.



**Obr. 7 Monitorování stavu řidiče v prostředí automobilu [10].**

Pro detekci faktoru ospalosti a únavy byl graf distribuce srdeční frekvence reprezentován analýzou signálů HRV v časové doméně. Za normálních podmínek byla distribuce HR rozšířena široce a rovnoměrně, což prokazuje, že sympatický nervový systém a parasympatický nervový systém autonomního nervového systému jsou přiměřeně aktivní. Na druhé straně byla distribuce HR rozložena úzce a centrálně. V tomto případě parasympatický nervový systém funguje aktivněji než sympatický nervový systém.

Výsledky analýzy ve frekvenční oblasti výkonového spektra signálů HRV jsou shrnuty v Tab. 3. Analýza ve frekvenční doméně rozlišuje negativní emoce (ospalost, únava, úzkost a nepřátelství) pomocí hustoty výkonového spektra (PSD). Jako indikátor výkonu spektra jsou vyžadovány 3 hlavní spektrální komponenty: složky s velmi nízkou frekvencí (VLF), nízkou frekvencí (LF) a vysokou frekvencí (HF). Měření výkonových složek VNF, LF a HF se obvykle provádí z analýzy PSD v absolutních hodnotách

výkonu. Za normálních podmínek dosahoval poměr LF a HF hodnot  $<6$  během dne i noci. Hodnoty poměru  $>6$  vykazovali stav ospalosti.

**Tab. 3 Střední hodnoty pro vyhodnocení za normálních podmínek a ospalosti ve frekvenční doméně [10].**

Subjekt	Stav/Čas	HR	HRV	VLF	LF	HF	LF/HF
<b>Subjekt 1</b>	Normální/Den	$79.2 \pm 1.47$	$0.75 \pm 0.014$	6.12	0.98	0.18	5.44
	Normální/Noc	$77.1 \pm 1.97$	$0.77 \pm 0.019$	6.20	0.95	0.16	5.94
	Ospalost/Den	$73.1 \pm 1.10$	$0.82 \pm 0.012$	2.65	0.77	0.11	7.00
	Ospalost/Noc	$73.3 \pm 0.88$	$0.81 \pm 0.009$	1.55	0.72	0.07	10.29
<b>Subjekt 2</b>	Normální/Den	$77.4 \pm 2.07$	$0.78 \pm 0.021$	6.97	1.09	0.20	5.45
	Normální/Noc	$75.1 \pm 1.39$	$0.79 \pm 0.015$	4.11	0.36	0.07	5.14
	Ospalost/Den	$74.9 \pm 0.98$	$0.80 \pm 0.011$	0.62	0.50	0.08	6.25
	Ospalost/Noc	$72.0 \pm 0.92$	$0.83 \pm 0.011$	0.99	0.15	0.02	7.50
<b>Střední hodnota subjektu 1 a 2</b>	Normální	$77.2 \pm 1.45$	$0.77 \pm 0.015$	$5.85 \pm 1.06$	$0.85 \pm 0.29$	$0.15 \pm 0.05$	$5.49 \pm 0.29$
	Ospalost	$73.3 \pm 1.04$	$0.82 \pm 0.012$	$1.45 \pm 0.77$	$0.54 \pm 0.25$	$0.07 \pm 0.03$	$7.76 \pm 1.53$

Snímače EKG a PPG získávali během jízdy data s využitím bezdrátové komunikace. Data byly automaticky ukládány na server. Na základě výzkumu bylo pozorováno, že stav řidiče je určen změnou různých poměrů LF a HF za různých stavových podmínek.

Současně Heuer a jeho kolegové (Karlsruhe Institute of Technology, Německo) publikovali více senzorový systém, který umožňuje měření saturaci kyslíku, teplotu a teplotu kůže na volant u vozidla značky Mercedes, třídy S (DAIMLER AG, Mercedesstraße 137, D-70327 Stuttgart, Německo).



**Obr. 8 Integrace senzorů [12].**

Studie [12] popisuje systém sběru fyziologických dat ve vozidle, který neomezuje řidiče během řízení. Systém také vyžaduje schopnost zpracování a analýzu životně důležitých parametrů. Přímé získávání kontaktního signálu v autě je možné pouze v rozsahu ovládacích prvků a volantu, což umožňuje měření EKG a galvanické odezvy kůže pomocí vodivých materiálů. Prostřednictvím reflexního optického senzoru lze pomocí pulzní oxymetrie získat hladinu  $\text{SpO}_2$  a tepovou frekvenci. V kombinaci s detekcí R vrcholů v EKG lze také stanovit dobu přenosu impulzu (PTT). Kromě toho je možné snímat periferní teplotu pomocí infračerveného teploměru. Ladstaetter pozoroval během experimentu simulátoru jízdy výrazné změny teploty v distálních oblastech těla. Výsledky prokazují, že k distální vazodilataci a zúžení dochází v závislosti na úrovni poptávky po scénáři jízdy.

Pro neinvazivní, bezkontaktní měření EKG byly vyvinuty kapacitně vázané elektrody. K přizpůsobení kontury těla byla vybrána textilní integrace. Jejich textilní struktura se kapacitně připojuje k subjektu a obvodu impedančního přizpůsobení na čtyřvrstvé desce plošných spojů (DPS). Textilní oblast elektrody je skládaná struktura, složená ze střídavých vrstev vysoce vodivé textilie a izolačních PU fólií. Vodivé prvky jsou spojeny se vstupem zesilovače, aktivním krytem a zemí. Při vytváření zdroje s velmi vysokou impedancí s tělem vyžaduje elektrodová struktura aktivní desku pro přizpůsobení impedance blízko oblasti senzoru pro vyrovnaní signálu. DPS je připevněna k textilní struktuře pomocí západek. Horní propust 0, 8 Hz je předřazený pro snížení posunu základní linie a DC kompenzace.



**Obr. 9 Implementována textilní kapacitně vázaná EKG elektroda s nekrytou deskou pro přizpůsobení impedance vlevo [12].**

Dvě textilní elektrody byly integrovány do opěradla sedadla a připojeny k diferenciálnímu přednímu konci EKG, který také poskytoval duální napájecí energii ( $\pm 5 \text{ V}$ ) pro elektrody. Byla provedena filtrace pomocí pásmové propusti a 50 Hz notch filtru. Pro redukci interference byla použita aktivní elektroda.

Pro akvizici dat byla vyvinuta integrovaná platforma do volantu (nahrazovala airbag řidiče). Systém využívá mikrokontrolér (Texas Instruments, MSP430F5438A). Napájení modulu bylo zajištěno bateriovým napájením nebo z vozidla. Shromážděná data jsou přenášena přes Bluetooth do PC pro ukládání a zobrazování.

Pro současné měření EKG a vodivosti kůže byl volant vybaven 5 mosaznými elektrodami, které byly připojeny k vlastnímu analogovému rozhraní. Velikost elektrody byla omezena koženou oblastí volantu. Pro měření kožní vodivosti byl aplikován konstantní rozdíl napětí  $V_{\text{ref, EDA}} = 500 \text{ mV}$  na levé části volantu, mezi zadní a vnější elektrodou. Vnější elektroda byla držena na virtuální zemi (reference pro paralelní měření EKG). Vedení EKG bylo zajištěno mezi přední elektrodou na levé straně a oběma elektrodami na pravé straně volantu. Pro analogově digitální převod byl použit 16 - bitový převodník.

Za účelem sběru dat  $\text{SpO}_2$  byl do volantu integrován pulzní oxymetrový OEM modul (Nonin OEM III) a reflexní sonda (Nonin 8000R), které byly spojeny s platformou hardwaru. Modul zobrazoval úroveň  $\text{SpO}_2$ , tepovou frekvenci a výstup digitálního pulzního detektoru, který lze použít v kombinaci



s EKG pro výpočet PTT. Do oblasti pravého palce na volantu byl umístěn digitální infračervený teploměr (Melexis MLX90615). Veškeré zapojení bylo provedeno uvnitř volantu. Pozice optických senzorů (SpO<sub>2</sub> a distální teplota) byly odvozeny od poloměrů palce při držení EKG elektrod.

**Tab. 4 Parametry volantu analogového předřazení [12].**

Parametry	Obvod EKG	Obvod kožní vodivosti
Rozsah zásobování (V)	3, 3	3, 3
Vzorkovací frekvence (Hz)	250	25
Pásmová propust (Hz)	0.5–40	DC–3
Měřicí rozsah	±20 mV	2 μS–50 μS

Data byly zpracovány online pomocí MCU. Byl proveden výpočet pro vodivost kůže, teplotu a hodnoty pulzního oxymetru. K filtrování prvotního signálu pomocí notch filtru byl použit regulátor EKG. Následně byl použit online detektor QRS (algoritmus OSEA) pro získání HR z EKG signálu. Pak byl proveden výpočet PPT.

Subjekt měl oblečené bavlněné tričko s tloušťkou 0,6 mm a džíný s tloušťkou 1 mm. Textilní elektrody umožňují získávání signálu přes vrstvu oblečení s vynikajícím SNR. Signál se shodoval s galvanickým referenčním EKG. Rozdíl v morfologii byl způsoben různými pozicemi elektrod a silnějším filtrováním. Integraci senzoru do volantu prezentuje [11]. Elektrody byly integrovány do původního koženého krytí. Pro optické senzory byly realizovány výřezy. EKG a kožní vodivost lze získat dotykem elektrod na volantu ve více pozicích. Měření všech parametrů bylo možné jen při dotyku palců subjektu s optickým senzorem.



**Obr. 10 Demonstrační kokpit třídy S se snímacím volantem a integrovaným zobrazením fyziologických dat [11].**

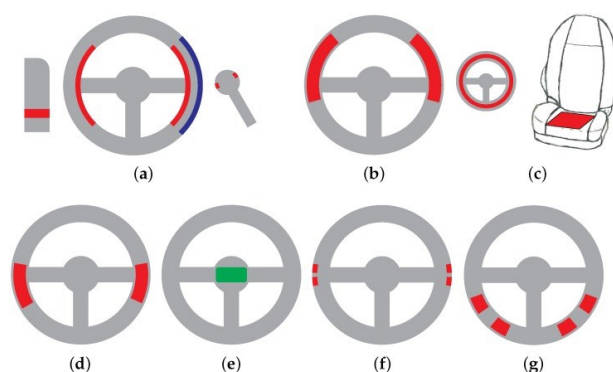
Volant W211 byl upraven tak, aby obsahoval platformu pro sběr dat a senzory pro měření EKG, vodivosti kůže,  $SpO_2$  a periferní teplotu. Detekce QRS komplexů byla implementována do vestavěného systému pro výpočet HR a PTT. Platformu lze snadno přizpůsobit pro komunikaci s existujícími řídicími jednotkami v simulátorech jízdy a testovacích vozidlech výměnou telemetrické jednotky Bluetooth za CAN nebo jiný vysílač a přijímač. Dle výsledků lze dále optimalizovat volant (co nejméně senzorů, vysoká spolehlivost akvizice dat).

Téhož roku D'Angelo a další spolupracovníci z Technické Univerzity v Mnichově demonstrovali více snímací systém, integrovaný do volantu vozidla značky BMW 730 d (BMW AG, Petuelring 130, D-80788 Mnichov, Německo), který zprostředkoval měření saturace kyslíku a snímání vodivé EKG. Autoři použili systém integrace elektrod do volantu vozidla. Přesná pozice elektrody nebyla definována [13], [14], [15].

Následně, v r. 2012 Gomez-Clapers a Casanella (Universitat Politecnica de Catalunya, Barcelona, Španělsko) uveřejnili systém pro měření EKG pomocí suchých elektrod na volantu auta. Pro přenos signálu byla použita bezdrátová komunikace. Obdobně Silva se svými spolupracovníky (IT/IST-UTL, Lisabon, Portugalsko, 2012) publikovala ve svých výsledcích skutečnost, že kvalita naměřeného EKG signálu v případě použití suchých Ag/AgCl elektrod je srovnatelná s tradičními elektrodami pro monitorování EKG [16], [17].

Jung (Pukyong National University, Korea, 2014) předložil návrh dvou vodivých elektrod, lokalizovaných na volantu. Návrh elektronického obvodu byl sestaven z mikrokontroléru MSP 460 a vysílače Chipcon CC2420 RF (Texas Instruments Inc., P.O. Box 660199, Dallas, TX, USA) pro bezdrátovou komunikaci s přenosovou rychlostí 2,4 GHz [17], [18].

V roce 2015, Eßers a jiní (Takata korporace, Tokio, Japonsko) prezentovali systém senzorů na volantu, měřící srdečnou frekvenci [17], [19].



**Obr. 11 Přehled některých návrhů elektrod (a-Jeong [15], b-Lee [19], Silvia [17], c-Matsuda [20], Xu [21], d – Heuer [12], e-D' Angelo [14], f-Gomez-Clapers [16], g-Jung [18]) pro kontaktní monitorování EKG (červené bloky indikují aktivní snímací elektrody, modré bloky popisují umístění zemnicí elektrody, zelené bloky značí elektroniku).**

Výhodou monitorování EKG s použitím snímacích elektrod rozmístěných na volantu je jejich praktické využití. Nevýhodou je, že tyto postupy vyžadují uchopení dvou rozdílných vodivých částí volantu oběma rukama.

### 1.2.2 Hybridní systémy monitorování EKG

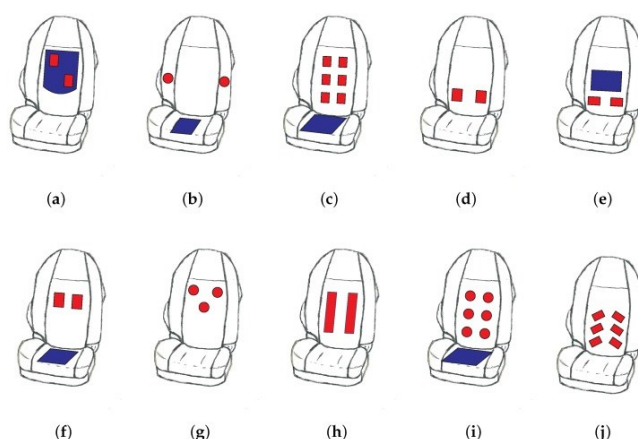
Na poněkud odlišný výzkum [20] se zaměřili Matsuda a Makikawa (Ritsumeikan University, Shiga, Japonsko, 2008). Autoři navrhli použití vodivé elektrody na volantu v kombinaci s kapacitní elektrodou, umístěnou v sedadle řidiče vozidla. Tímto způsobem lze lépe přizpůsobit zvyk řízení jednou rukou. Návrh také kombinuje koncept vodivých měření s kapacitním snímáním.

O rok později, Baek a spolupracovníci realizovali ideu hybridního EKG snímání, přičemž byly použity dvě elektrody – vodivá (volant) a kapacitní (sedadlo). Další, Xu a Ta (Central South University, Hunan, Čína, 2013) zkoumali měření pomocí elektrody na volantu vůči kapacitní elektrodě v sedadle řidiče [21], [22].

### 1.2.3 Kapacitní systémy monitorování EKG

V porovnání se standardními vodivými elektrodami se elektrody s nízkým kontaktem nespolehají na galvanické spojení s kůží, signálové vazby dosahují prostřednictvím vysoké impedance nebo kapacitní vazby. Plocha u kapacitních elektrod je elektricky izolovaná a setrvává stabilní v dlouhodobých aplikacích. Čistá kapacitní elektroda vyžaduje nekonečně velký odpor, což u skutečné elektrody není možné zrealizovat.

První návrh pro snímání kapacitního EKG během řízení auta byl vytvořen v r. 2008. Studie [25] byla popsána Leonhardtem a Aleksandrowiczem. Tento návrh představuje integraci pevných měděných destičkových elektrod, potažených ochrannou akrylovou barvou s cílem zlepšení poměru SNR, a to simulací typické srdeční osy. Elektrody byly umístěny do opěradla autosedačky pod úhlem 45 stupňů. Do opěradla kolem elektrod byla osazena také zemní elektroda. Pro měření BKG signálů byla na sedadle natažena EMFiTM fólie (Emfit Ltd., Konttisentie 8, FI-40800 Vaajakoski, Finsko). Kromě rozdílů v návrhu elektroniky se sedadla odlišují počtem elektrod, jejich velikostí, tvarem, lokalizací a materiálem. Ve většině návrhů byla použita referenční elektroda.



**Obr. 12 Přehled nízko kontaktních uspořádání elektrod (červená barva: aktivní snímací elektroda, modrá barva: zemní elektroda). (a) SMART seat [25]; (b) Daimler S-Class [26]; (c) Ford S-Max [27]; (d) Daimler car [43]; (e) Audi Q5 [30]; (f) Car seat [31]; (g) EPIC System [32]; (h) Ford S-Max [44]; (i) Ford car [35]; (j) WARDEN [38].**

Později, v r. 2008, Chamadiya a kolegové (Karlsruhe Institute of Technology) uveřejnili článek [26], kde popisují koncept integrace textilních kapacitních elektrod do vozidla značky W221 Mercedes, S-třídy. V tomhle návrhu byly elektrody umístěny horizontálně a laterálně. Toto postranní zapojení elektrod není optimální kvůli zmenšení kontaktní plochy těla.

Následně Eilebrecht a jeho kolegové (RWTH Aachen University, 2011) vytvořili více elektrodový návrh ze šesti elektrod (pravoúhlé kovové destičky), integrovaných do sedadla vozidla typu Ford S-Max. Výhoda tohoto uspořádání spočívá ve výběru nejsilnějšího signálu z různých párů elektrod. Implicitně, tenhle návrh umožňuje přizpůsobení různým srdečním osám a také velikosti trupu řidičů. Experimentu se zúčastnilo 7 řidičů (vozidlo Ford, Lommel, Belgie). Celkově bylo pokrytí EKG během jízdy 85 % (3 vrstvy oblečení), 93 % (2 vrstvy oblečení). Městská jízda byla shledána jako náročnější v porovnání s plynulou jízdou na německé dálnici. V konkrétních případech byla u řidičů jasně prokazatelná nervová reakce na strach, provázaná zvýšenou srdeční frekvencí. Samotná měření také vykazovala patologické jevy, jako jsou extrasystoly [27].

Wartzek a další popsali ve svém článku [28], [29] detailně pohybové artefakty, především jejich účinnou kombinaci s lokální a globální triboelektrinou, které sehrávají významnou roli v kapacitním monitorování EKG a omezují robustnost této metody.

V roce 2012, Schneider a jiní (FZI Research Center for Information Technology, Karlsruhe, Německo) vyvinuli rámec pro měření vitálních funkcí vevnitř vozidla včetně textilního potahu sedadla. Konstrukce slučuje dvě textilní elektrody umístěny horizontálně v lumbální oblasti opěradla a zemnicí elektrodu, která je lokalizovaná nad dvěma aktivními snímacími elektrodami. Návrh byl demonstrován do vozidla Audi Q5 [30].

Jung a jeho spolupracovníci (Pukyong National University, 2012) prezentovali další systém pro monitorování kapacitního EKG se dvěma horizontálními elektrodami, integrovanými do auta. Pro aktivní snímací elektrody byly použity rovinné měděné desky, které byly umístěné vodorovně v opěradle, zatímco zemnicí elektroda byla vyrobena z vodivých tkanin. Zemnicí elektroda byla umístěna do sedadla. Experimentu se zúčastnilo 5 subjektů bez jakékoliv srdeční poruchy. Následně byla provedena analýza HRV [31].

V r. 2012 EXPO v Chicagu, IL, USA, Plessey Ltd. (Plessey Semiconductors Ltd., Plymouth PL6 7BQ, UK) uveřejnili dostupnost jejich kapacitních EKG senzorů EPIC™. Později byl tento systém se 3 elektrodami integrovaný do sedadla auta [32].

Leicht a další v r. 2014 demonstrovali ve svém článku [33] významný nárůst SNR kapacitního EKG důsledkem lokálního uvolňování vodní páry. V zásadním principu bylo prokázáno, že zvýšení lokální vlhkosti vzduchu může zlepšit ohmickou vazbu. Lze tvrdit, že vazba již nebude výlučně kapacitní. Zároveň to umožňuje, aby statický nábojový rozdíl vyvolaný triboelektrickými jevy proudil k zemi. Snižuje tak vliv triboelektriny na kapacitní monitorování. Autoři navrhli vodivé textilní elektrody, permeabilní pro vodní páru a osadili je do komor se silikagelem (zdroj vlhkosti).

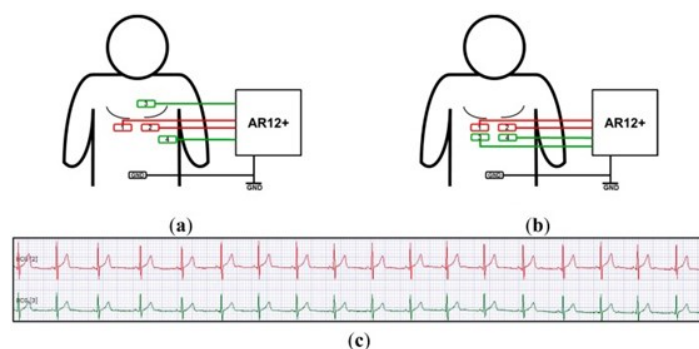
O rok později, RWTH Aachen spolu s kolegy prezentovali více elektrodový návrh, který byl integrován do Fordu S-Max (Ford Motor Company, Dearborn, MI, USA). Požadavky pro výrobu elektrod byly na jejich tvar (kulaté), dále materiál (pevný kov) a jejich plochu (menší). Textilní zemnicí elektroda

byla zcela zabudována do sedadla automobilního zařízení. Někteří z autorů provedli klinické testy (Rosenquelle rehabilitační zařízení, Aachen). Testů se zúčastnilo 10 pacientů po překonání srdečního infarktu nebo operaci srdce. Testy byly provedené v simulátoru pro řízení, které bylo vybaveno kapacitním EKG (sedadlo). Pro referenční snímání bylo použito konvenční EKG. Naměřené data byly vyhodnoceny s ohledem na kvalitu signálu, artefakty, hodnocení dat pro rozdílné diagnózy, viditelnost EKG struktur a časových intervalů. Výsledky byly statisticky vyhodnoceny. Výsledky pro kapacitní EKG prokázali přítomnost více artefaktů a zhoršení kvality signálu. Data byly hůř hodnocené než u konvenčního EKG. Délka intervalů v případě kapacitního měření EKG byla koherentní. V závěru lze dodat, že když je kvalita naměřeného signálu dostačující, metody monitorování využívající kapacitního snímání EKG mohou poskytnout stejnou informační hodnotu jako klasické EKG [34], [35].

V souvislosti, Fong a Chung popsali ve své studii [36] návrh speciální elektrody, která umožňuje uvolňování vlhkosti přímo v místě. Systém popisuje slabou vazbu mezi elektrodou senzoru a pokožkou subjektu. Protože nedochází k fyzickému kontaktu mezi subjektem a jakýmkoli uzemňovacím bodem, neexistuje žádná cesta vybíjení pro vestavěný elektrostatický náboj. Následně může elektrostatický náboj dočasně kontaminovat EKG signál (nedostatečná viditelnost). Proto je pro naměření čistého, stálého EKG signálu (s nízkou relativní vlhkostí pod 55 %) vyžadován čas pro stabilizaci signálu (cca 3-15 minut). Pro získání čistého EKG signálu bez artefaktů a redukování doby stabilizace do dvou minut v suchém okolním prostředí, vyvinuli autoři tkaninovou elektrodu se zapuštěným polymerem (FEEP). Navržený hygroskopický FEEP má zabudovanou super absorpční polymerní vrstvu. Principem FEEP (jako vodivé elektrody) bylo zajistit vlhkost kapacitní vazbě, aby se zajistilo silné spojení a umožnilo měření stabilního, čistého biosignálu. Evaluační výsledky poukazují na schopnost rychle měřit vysoce přesné EKG signály s vyšším poměrem SNR.

Weder a jiní v r. 2015 představili systém dvou elektrod, které byly zakomponovány do textilního pásu v oblasti prsou s integrovaným rezervoárem vody pro zvlhčení elektrod pomocí velmi malého množství vodní páry. Elastický pás byl vyroben z polyesteru. Dvě elektrody byly vloženy přímo do tkaniny pásu. Zvlhčovací podložky byly uloženy do pouzdra na vnitřní straně pásu, a odpařovací membrány byly v těsném kontaktu se zadní stranou elektrod. Tato samá potažená příze byla použita pro spojení mezi elektrodami a špendlíky pro fixaci zařízení pro registraci dat. S tímhle nastavením lze zařízení jednoduše vyjmout pro ruční mytí pásu.

Pro dlouhodobé monitorování EKG se používají elektrody, které svým chováním nezpůsobují podráždění pokožky. U elektrod musí být také zabezpečen přenos signálu bez artefaktů i v případě suché pokožky nebo při jejím pohybu. K tomuto účelu byly vyvinuty speciální textilní elektrody, vyrobené z polyetylénu tereftalátové (PET) příze, která je opatřena stříbrnou vrstvou (elektrická vodivost) a velmi tenkou vrstvou titanu (pasivace) na povrchu elektrody. Tato kombinace stříbra a titanu vede k získání stabilního a kvalitního EKG signálu. Pás tak umožňuje dlouhodobé monitorování EKG za relaxačního stavu subjektu, ale i při jeho pohybu. Data byla získána pomocí tříkanálového záznamového zařízení se vzorkovací frekvencí 8 kHz/kanál (AR12+, Schiller AG, Baar, Švýcarsko). Spojení elektrod a záznamového zařízení bylo realizováno prostřednictvím stínících kabelů. Vyhodnocení dat bylo zprostředkováno komerčním softwarem Darwin (Schiller). Během experimentů pacienti měli na sobě EKG pás s elektrodami a dvě klasické Ag/AgCl gelové elektrody pro porovnání.



**Obr. 13** Pozice elektrod na hrudníku pacienta. Zvlhčené textilní elektrody vevnitř pásu byly umístěny horizontálně (červenou barvou), gelové elektrody diagonálně přes srdce (zelenou barvou) a zemnicí elektroda na páse (obrázek (a)). Obrázek (b) se liší v rozmístění gelových elektrod, které jsou lokalizovány co nejbližší pásu. Obrázek (c) ilustruje záznam EKG signálů získaných z (b) měřicího systému. Pacient byl při měření v klidu (pulz 70 úderů za minutu) [37].

U zapojení (b) na Obr. 13 byla pro integrované elektrody ideální pozice ve stejném místě, jako byly lokalizovány gelové elektrody. Avšak, tyto elektrody nebyly přizpůsobeny k aplikaci do typické hrudní oblasti. Testy prokázali nižší intenzitu signálu v případě gelových elektrod (0, 6 mV), zatímco u integrovaných elektrod do pásu byla naměřena hodnota 1, 3 mV.

Tab. 5 prezentuje vhodnost aplikace zkoumaných textilních elektrod. Samotná vrstva stříbra způsobuje u elektrod omezenou oblast použití, zejména, můžou být registrována nepoužitelná EKG signály nebo signály nejsou stabilní. Také lze pozorovat výrazné změny v základní linii.

**Tab. 5** Kvalita signálu a oblast použití textilních elektrod [37].

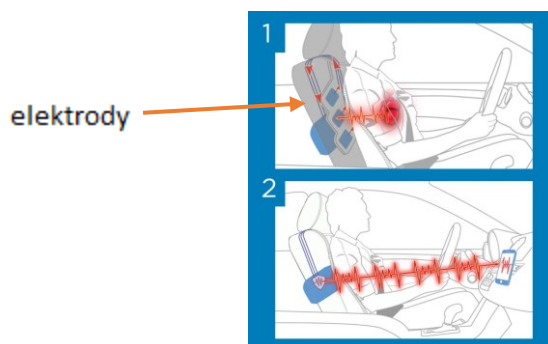
Typ elektrody	Kvalita signálu		Aplikační oblast			
			Měření HRV*		Diagnostika EKG	
	Klidový stav	V pohybu	Klidový stav	V pohybu	Klidový stav	V pohybu
Vrstva Ag, suché	Dobrý, fluktuace základní linie	Žádný signál	<b>Vhodné</b>	Nevhodné	Nevhodné	Nevhodné
Vrstva Ag, zvlhčené	Dobrý, fluktuace základní linie	Dobrý, fluktuace základní linie	<b>Vhodné</b>	<b>Vhodné</b>	Nevhodné	Nevhodné
Vrstva Ag/Ti, suché	Vynikající	Žádný signál	<b>Vhodné</b>	Nevhodné	<b>Vhodné</b>	Nevhodné
Vrstva Ag/Ti, zvlhčené	Vynikající	Žádný signál	<b>Vhodné</b>	<b>Vhodné</b>	<b>Vhodné</b>	<b>Vhodné</b>

Oscilace základní linie byla přibližně v rozmezí 0,8 mV. Stříbro v okolním prostředí s nízkou vlhkostí může lokálně způsobit vysokou koncentraci iontů stříbra, což může vést k cytotoxicitě při aplikaci elektrody na pokožku. Proto je tato elektroda potažena vrstvou titanu na jejím povrchu. Vrstva oxidu titaničitého (tloušťka 2 nm) působí jako efektivní pasivace a zároveň umožňuje nízký kontaktní odpor. Suché Ag/Ti elektrody poskytují dobré signály v klidu, nebo také při pohybu (nutnost zvlhčování elektrod). Vodní pára působí proti artefaktům, které mohou být způsobeny třením mezi elektrodou a pokožkou. Vhodná křivka EKG signálu obsahuje viditelné vlny T a P, komplex QRS.

Stabilita integrovaných elektrod pro dlouhodobá použití je vynikající i při pohybu těla pacienta. To je dáno především jejich odporem s rozmezím několika ohmů. Čím nižší je vnitřní odpor elektrody, tím vyšší je přenos dat. Ag/Ti elektrody mají velmi nízkou vodivost navzdory nevodivé vrstvě oxidu titaničitého, která nenarušuje kontaktní odpor.

Výsledky prokázali použitelnost integrovaných, zvlhčovacích Ag/Ti elektrod pro dlouhodobé monitorování EKG. Díky jejich nízké impedanci byly elektrody imunní vůči pohybovým artefaktům. V případě dlouhodobého měření byly u elektrod dosaženy výborné výsledky v souvislosti s kvalitou signálu a její silou (neměnicí se po první hodině i po 72 hodinách aplikace). Elektrody se jeví jako výborná volba i v rámci rizikových povolání (hasiči). Elektrody lze také použít pro aktivní stimulaci svalů nebo pro interferenční vlnovou terapii tlustého střeva. V závěru lze dodat, že tyto elektrody splňují požadavky pro použití v praxi s ohledem na biokompatibilitu, cytotoxicitu, stálost signálu, impedanci, opakovatelné použití, životnost, jednoduchost použití a rychlost čištění. Díky kombinaci jejich vlastností jsou elektrody také ekonomicky dostupné [37].

V r. 2016 zkonstruoval Plessey WARDEN™ kapacitní monitorovací systém (Obr. 14), složený ze šesti elektrod integrovaných do sedadla auta a zemnicí elektrody, umístěné do hlavní elektronické jednotky (lokalizovaná na opačné straně opěradla). Jako senzor pro bezkontaktní monitorování EKG byl použit EPIC™ senzor (elektrický potenciální integrovaný obvod). Přenos dat do inteligentního zařízení byl zabezpečen přes Bluetooth. WARDEN™ používá pole snímačů k detekci změn elektrických potenciálů těla subjektu. Systém snímá elektrické impulzy srdce bez nutnosti přímého kontaktu s kůží, přičemž výstupem je přesný signál z intervalů R-R (detekce R vrcholů), který slouží pro výpočet HRV. Vysoká vstupní impedance a nízká vstupní kapacitance umožňuje měření EKG signálu kapacitně. Kůže subjektu se jeví jako vrchní elektroda, oblečení a potahy formují dielektrikum a kovová elektroda tvoří spodní desku kondenzátoru. Elektrody poskytují spolehlivou kvalitu signálu v pohybujícím se vozidle. Napájení systému je 12 V. Systém lze využít k indikaci výstrahy řidiče před ospalostí nebo zlým zdravotním stavem prostřednictvím pohybů očí nebo hlavy [38].



**Obr. 14 Monitorovací systém WARDEN™ [38].**

### 1.2.4 Balistokardiografie a seizmokardiografie

Balistokardiografie (BKG) je neinvazivní metoda snímání pohybů těla, které jsou způsobeny činnostmi srdce. BKG umožňuje monitorování, záznam srdeční a respirační činnosti. Balistokardiografická měření využívá externích snímačů tlaku nebo tenzometrů. Vibrace, způsobené mechanickou aktivitou srdce a plic se nazývají balistokardiografický záznam. Balistokardiografie zaznamenává pulzaci krve aortou, zatímco klasické EKG měří elektrickou aktivitu srdce.

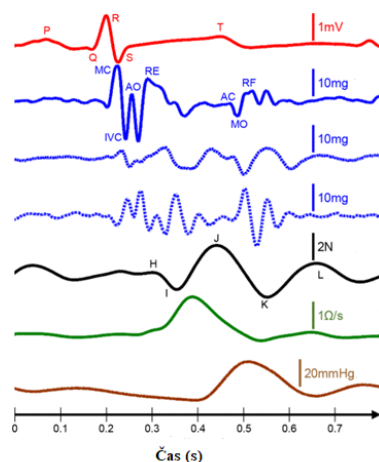
V r. 1950 Scarborough a další představili kategorizaci měření BKG. Zároveň definoval tři osy popisující podélnou neboli kraniokaudální, transverzální a dorzoventrální část. Článek [39] zmiňuje nutnost mechanické vazby pro měření BKG signálu. Také se odkazuje na skutečnost, že moment kraniokaudální složky je mnohem větší než v případě transverzální nebo dorzoventrální složky. Měřicí systémy pro monitorování a záznam BKG signálu byly longitudinálního typu. V případě stojící osoby koresponduje složka z-ose. Lůžkové BKG systémy měří kombinaci transverzálních a dorzoventrálních os. Sensory mohou být umístěny nad matrací nebo mezi nimi (piezoelektrická elektromagnetická fólie), vevnitř matrace (optické senzory), na látkovém okraji (tenzometry) nebo na sloupcích postele (senzory tlaku). Speciální případy BKG, kdy se připevňují ke hrudi tlakoměry nebo senzory zrychlení ke snímání pohybů srdce, se volají fonokardiografie, apexkardiografie, kinetokardiografie nebo seizmokardiografie (SKG). BKG patří k vyšetřovacím metodám, které jsou z hlediska provedení levné a jednoduché. V souvislosti se zátěží subjektu elektrodami je tato metoda dostupná i mimo zdravotnických zařízení.

Nová přístrojová řešení umožňují měření BKG a SKG mimo klinické pracoviště. Tyhle postupy sepsal v r. 2015 Inan a další. Článek [40], [41] shrnuje nejnovější pokroky v oblastech moderního výzkumu BKG a SKG. BKG je měření zpětných sil těla za účelem reakce na srdeční vypuštění krve do cév, zatímco SKG zaznamenává místní vibrace hrudní stěny v odezvě na srdeční tep. Starr a jeho kolegové vytvořili nástroj ve formě stolu s pohyblivou horní plochou pro měření BKG. Z důvodu pozdějšího příchodu echokardiografie a magnetické indukce bylo od BKG a SKG lékařskou komunitou upuštěno. V současnosti technologický pokrok do značné míry zjednodušuje měření a hodnocení těchto signálů a otevírá nové perspektivy v jejich klinickém použití.

#### 1.2.4.1 Seizmokardiografický signál

SKG představuje míru hrudních vibrací vyvolaných srdeční kontrakcí a vypuzováním krve z komor do vaskulárního stromu. V současnosti lze SKG detekovat pomocí nízko-šumového akcelerometru na hrudi. Při použití tříosého akcelerometru jsou SKG komponenty zobrazeny ve všech třech osách, z nichž každá vykazuje specifickou vlastnost. V literatuře je většina studií zaměřených na SKG soustředěná pouze na amplitudu dorzoventrální složky [50].



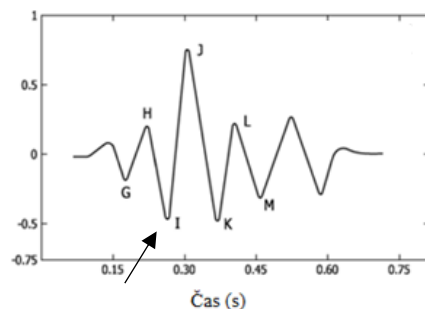


**Obr. 15** Shora EKG signál (II. svod), tříosý SKG (z – dorzoventrální osa, x – laterální osa zprava doleva, y – kraniokaudální osa), BKG signál, impedanční kardiogram (ICG) a arteriální krevní tlak (ABP) měřený na prstu [50].

#### 1.2.4.2 Balistokardiografický signál

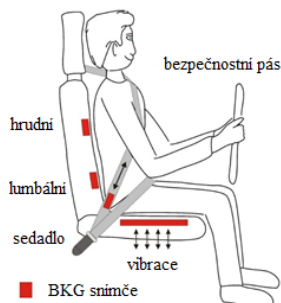
Při každém srdečním tepu, krev proudící podél cévního stromu způsobuje změny těžiště těla. Mikropohyby těla jsou pak vytvářeny zpětnými silami, aby se udržela celková dynamika. BKG zaznamenává tyto pohyby, přičemž může být naměřena jako signál posunutí, rychlosti nebo zrychlení. Longitudinální BKG je mírou výchylek hlavy k nohám těla, zatímco transversální BKG představuje dorzoventrální vibrace. Původní BKG systémy (postel a stůl) se zaměřovaly na podélná měření BKG. Na druhé straně, BKG signál je mnohem variabilnější než EKG signál, taktéž závisí na poloze těla. Důsledkem toho je detekce srdeční frekvence mnohem náročnější než v případě EKG analýzy.

BKG křivka vykazuje 3 typy vln. Vlnu F (vzácně detekovatelná vlna, předchází vlně G) a G (vlna s nízkou amplitudou, předchází vlně H) označujeme jako pre-systolické vlny. Systolické vlny charakterizují vlna H (konkávní vlna, začíná poblíž počátku R vlny), I vlna (vlna o nízké amplitudě, následující po H vlně), J vlna (následuje po I vlně, jde o největší vlnu konkávního tvaru v záznamu) a vlna K (následující konvexní vlna po J vlně). V literatuře se pro vlny I a J používá také název ejekční vlny. Poslední skupinu tvoří vlny L a N (konkávní tvar vlny, následují po K vlně) a vlna M (konvexní vlna, detekce mezi L a N vlnami). Tyto vlny jsou definovány jako diastolické vlny.



**Obr. 16** Typická křivka BKG. Šipka indikuje pozici počátku elektrické ventrikulární systoly (ekvivalent komplexu QRS v elektrokardiograme) [50].

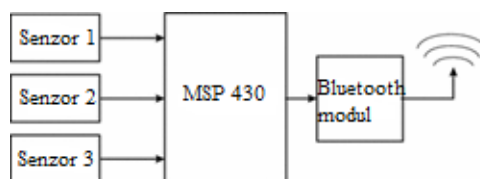
BKG monitorovací systém pro monitorování vitálních funkcí řidiče je téměř stejný jako v případě jeho monitorování v křesle. Ve všeobecnosti lze naměřit kraniokaudální složku BKG signálu, zatímco dorzoventrální složku signálu lze naměřit obtížně kvůli ne vždy dobré mechanické vazbě mezi torzem a opěradlem (zejména u hrudních snímačů).



**Obr. 17 Lokalizace BKG senzorů v autosedačce. Z obrázku lze pozorovat nedokonalosti ve spojení v hrudní a lumbální části senzoru. Naproti tomu, senzory v oblasti sezení (a také v bezpečnostních pásích) zachytávají také vibrace karoserie vozidla [50].**

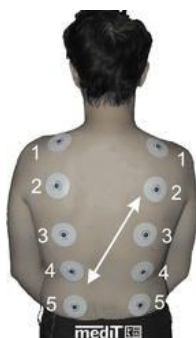
První pokusy integrovat BKG senzory do autosedaček se objevili asi před 10 lety. V r. 2008 a 2011 bylo provedeno umístění BKG snímačů do sedadla spolujezdce SMART™ (DAIMLER AG, Mercedesstraße 137, D-70327 Stuttgart, Německo). V tomto demonstračním zařízení byla pro BKG senzor použita piezoelektrická elektromagnetická podložka EMFi™ (Emfit Ltd., Konttisentie 8, FI-40800 Vaajakoski, Finsko). Uvedená data [67] naznačují, že vibrace motoru mohou ztěžovat monitorování BKG během řízení auta. V této práci se rozebírala problematika tří zabudovaných měřících technik pro bezkontaktní monitorování vitálních signálů. Konkrétně, jde o kapacitní elektrokardiografii (cEKG), BKG a induktivní impedanční měření. Tyto snímací modalitty opomíjí potřebu pro elektrovedivé spojení s lidskou kůží, no zároveň vyžadují definici pro mechanické podmínky, jako je stabilní vzdálenost nebo třecí kontakt (v případě BKG). Senzory byly vybaveny lokální inteligencí začleněním mikrokontroléru. Pro eliminování potřeby další kabeláže byl přidán bezdrátový komunikační modul Bluetooth, který byl použit k přenosu dat do měřícího počítače. Výsledná data byla naměřena na německých městských cestách a dálnicích.

Inteligentní vestavěný uzel obsahuje jeden nebo několika senzorů, dále lokální výpočetní techniku, včetně analogově-digitální konverze, filtrování, analýzy signálu. Pro výpočetní platformu byla vybrána MSP 430, 16bitová řada Ultra-Low Power IC od společnosti Texas Instruments. Komunikace byla umožněna prostřednictvím modulu Bluetooth. Do sedadla řidiče a spolujezdce testovacího automobilu byly integrovány různé bezkontaktní monitorovací systémy.



**Obr. 18 Blokový diagram pro chytrý bezdrátový senzor [25].**

Ukazovatelem senzitivity byla naměřená amplituda QRS komplexu. Výsledky prokázali vyšší senzitivitu u uspořádání se skosenou elektrodou než v případě horizontálního umístění elektrody.



**Obr. 19 Různá elektrodová rozmístění a kombinace [25].**

**Tab. 6 Amplitudy QRS komplexu pro různé elektrodové kombinace [25].**

Kombinace elektrod	Amplituda QRS vrcholu (mV)	Kombinace elektrod	Amplituda QRS vrcholu (mV)
1–1	0.25	3–4	0.22
1–2	0.30	3–5	0.18
1–3	0.32	4–1	0.73
1–4	0.42	4–2	0.74
1–5	0.61	4–3	0.62
2–1	0.43	4–4	0.34
2–2	0.41	4–5	0.19
2–3	0.28	5–1	1.00
2–4	0.21	5–2	1.00
2–5	0.38	5–3	0.65
3–1	0.66	5–4	0.51
3–2	0.65	5–5	0.23
3–3	0.49	-	-

Sedadlo řidiče bylo vybaveno monitorovacím systémem pro magnetickou impedanci v opěradle. Pomocí distančních vložek byla cívka mechanicky spojena s kovovým rámem sedadla. Nevýhodou systému byl výskyt relativních pohybů mezi cívkou a trupem řidiče. Oba systémy, kapacitní EKG a BKG monitorovací systémy byly integrovány do sedadla spolujezdce a opěradla. Zemní elektroda byla realizována vodivou textilií o ploše 680 cm<sup>2</sup> a vůli 1 cm od povrchu každé elektrody. Aktivní elektrody byly fixovány svislou středovou vzdáleností 12 cm a horizontální vzdáleností 13 cm.

Za účelem digitalizace byly navrženy mikrokontroléry (MSP430F1612, Texas Instruments Inc., Dallas, U.S.A.) s integrovaným 12 - bitovým A/D převodníkem. Signály byly konvertovány se vzorkovací frekvencí 1000 Hz a vysílány pomocí modulu Bluetooth™ (Promi-ESDTM, Hantz & Partner GmbH, Gundelfingen, Německo). Signály byly zaznamenány v přenosném počítači s podporou Bluetooth™. Pro zobrazení a ukládání dat byla použita aplikace LabVIEW™.

Kapacitní EKG monitorovací systém byl testován za různých podmínek jízdy (vypnutý motor, motor běžící na volnoběh, jízda po městských silnicích a na německé dálnici). Během pokusů měli subjekty na sobě klasické bavlněné tričko s tloušťkou 0, 3 mm a bavlněné kalhoty o tloušťce 1 mm. Všechna měření byla získána za normálních dechových podmínek bez jakýchkoli pohybů rukou.

Obecně, cEKG signál byl zaznamenán ze sedadla spolujezdce s elektrodami lokalizovanými v opěradle. Samotný běžící motor nepůsobil rušivě na kvalitu signálu. Výsledné pohyby těla subjektu na sedadle způsobili dočasnou odchylku nulové linie. Viditelnost komplexu QRS byla zachována. Měření senzitivity magnetické impedance bylo provedeno v laboratoři, přičemž byl pacient posazen na židli s požadavkem dýchat do pneumotachografu (za použití diferenčního tlakového senzoru typu 1 Inch-D-4 V 4D5-1, All Sensors Corp., Morgan Hill, CA 95037, USA). Následně byl zaznamenán magnetický impedanční signál během druhé zkušební jízdy na německé dálnici. Obecně byly pohybové artefakty přítomny po celou dobu jízdy, zejména na nerovných částech silnice.

S uvedeným bezkontaktním monitorovacím systémem srdeční činnosti bylo možné měřit paralelně signály cEKG a BKG. Bez dalšího zpracování signálu byl BKG signál registrován za podmínky stojícího vozidla při vypnutém motoru. Naměřený EKG signál pomocí izolovaných elektrod na opěradle autosedačky zůstal stabilní po cca. 250 s, přičemž signál byl detekován za podmínky stojícího vozidla i při různých rychlostech. Zaznamenaný posun základní linie během prvních 250 s mohl být důsledkem změny kontaktu impedancí nebo zapříčiněné měnící se vlhkostí oblečení. Dalším důvodem mohla být kolísající klesající vzdálenost mezi tělem subjektu a povrchem elektrod v důsledku časově závislého stlačování vrstvy tkaniny. Kvalita signálu u bezkontaktního snímání biopotenciálů závisí na tloušťce tkaniny a tlaku. Při bezkontaktním měření EKG bylo použito bavlněné vlněné tričko s tloušťkou 3 mm. Zejména v automobilových aplikacích způsobují potíže v souvislosti s pohybovými artefakty náhlé zrychlení a výsledná změna vzdálenosti mezi jedním nebo oběma elektrodovými povrchy a tělem subjektů. Systém pro měření magnetické impedance byl schopen detekovat dechovou aktivitu během jízdy. Byla použita cívka, upevněna uvnitř židle. Výsledky prokázali poměrně velkou vzdálenost mezi cívkou a tělem subjektu. Lze předpokládat, že kratší vzdálenost by zajistila zlepšení poměru SNR. Při monitorování ventilace není optimálním místem opěradlo kvůli zádovním svalům, které působí rušivě vůči magnetickému poli (utlumují ho). Výsledky lze přenést do dalších oblastí dohledu vestavěných operátorů, včetně vojenských aplikací (monitorování pilotů stíhaček, řidičů tanků, nákladních aut), aplikací civilních letadel (monitorování pilotů, pasažérů), ICU aplikace (redukce kabeláže v případě monitorování pacientů) a personální zdravotní péče (monitorování seniorů v domácí péči) [25], [45].

V roce 2015 představila Faurecia Group (Faurecia S.A., Nanterre, Francie) autosedačku Active Wellness TM, která detekuje ospalost nebo úroveň stresu. Základní koncept snímání využívá BKG senzory umístěny v sedadle k detekci srdeční a respirační aktivity řidiče [46].

Wusk a Gabler (2018) uveřejnili článek [47], kde popisují odhad srdeční a respirační aktivity získané pomocí BKG senzoru, na sedadle spolujezdce vozidla Ford Mustang. Jako senzor autoři navrhli použití tekutinou naplněného vaku, připojeného k polovodičovému tlakovému čidlu. Data byly naměřeny na 11 subjektech, přičemž bylo dosaženo extrakce obou vitálních funkcí s vysokou přesností.

Rešerše poukazuje na možnosti monitorování vitálních funkcí za použití bezkontaktních neinvazivních metod v automobilním zařízení. Přehled různých monitorovacích metod pro neinvazivní snímání srdeční a respirační aktivity je zobrazen v Tab. 7. Ve značné míře byla prozkoumána integrace monitorovacích technik na bázi EKG, cEKG a BKG v automobilních aplikacích. K méně prozkoumané oblasti z hlediska monitorovacích metod v automobilním prostředí patří kamery (relativně vysoké pořizovací náklady, střed zájmů s pocitu řidičů v důsledku narušení soukromí).

Z dlouhodobého hlediska je zapotřebí řešit technickou otázku přítomnosti pohybových artefaktů signálů. Dále, se u některých technologií setkáváme s problémem triboelektřiny u snímání cEKG nebo měnicími se světelnými podmínky ve viditelném a NIR frekvenčním rozsahu. Jednou z možností pro zvýšení robustnosti tato měření je fúze snímač/signál, které si vyžaduje nastavení více sensorových a vícekanálových měření s redundantními i doplňkovými uspořádáními senzorů.

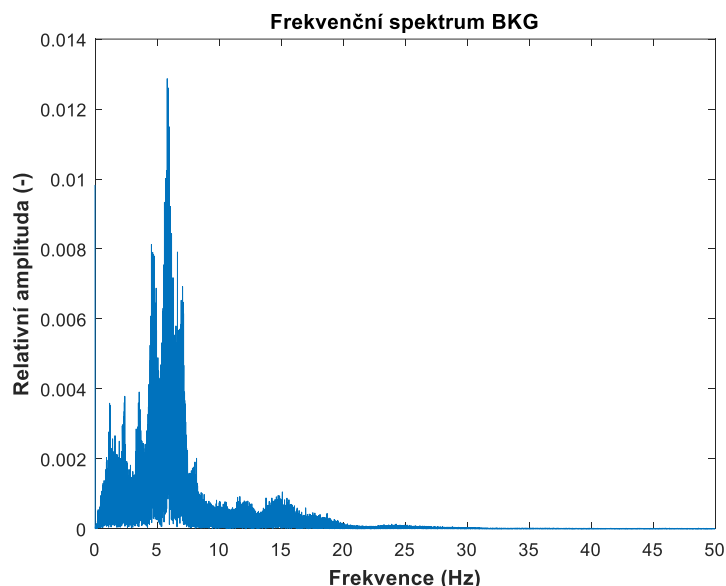
**Tab. 7 Přehled různých neinvazivních kardiorespiračních monitorovacích metod [1].**

<b>Senzor</b>	<b>Typ spojení</b>	<b>Kvalita měření</b>	<b>Energie</b>	<b>Vzdálenost</b>	<b>Citlivost vůči polohování</b>	<b>Náklady</b>
EKG (volant)	Galvanické	Elektrický biopotenciál	Ne	0	+	0
cEKG	Kapacitní	Elektrický biopotenciál	Ne	mm	+	0
BKG	Mechanické	Přesun, síla	Ne	0	-	0
Video snímání	Optické	Přesun	Ne	m	-	+

<b>Senzor</b>	<b>RADAR</b>	<b>MI</b>	<b>Termovizní zobrazování</b>	<b>PPG</b> zobrazování	<b>PPG (volant)</b>
<b>Typ spojení</b>	Elektromagnetické	Elektromagnetické	Optické	Optické	Optické
<b>Kvalita měření</b>	Přesun, průtoková rychlost	Elektrický biopotenciál	Radiační teplota	Absorpce fotonu	Absorpce fotonu
<b>Energie</b>	Ano	Ano	Ne	Ano	Ano
<b>Vzdálenost</b>	m	cm	m	m	mm
<b>Citlivost vůči polohování</b>	–	0	–	–	0
<b>Náklady</b>	0	0	++	+	–

## 2 Artefakty BKG signálu, kompenzace

K nežádoucím rušením, které provázejí BKG signál patří šum ze senzoru a obvodu, pohybové artefakty a vibrace země. Vibrace podlahy ovlivňují samotný měřený signál, protože osa měření je rovnoběžná se směrem vibrací. Balistokardiografický signál lze definovat jako signál o nízké úrovni s velmi nízkou frekvenční informací (0-3, 3 V; 0, 3-30 Hz) (Obr. 20).



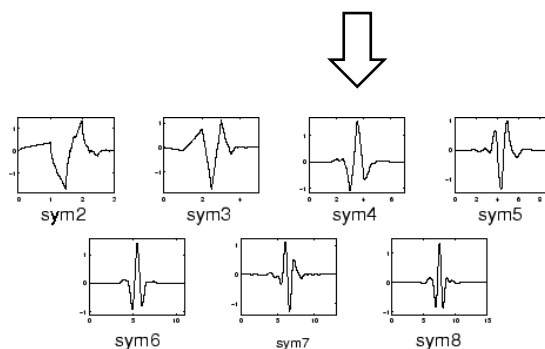
Obr. 20 Frekvenční spektrum BKG signálu.

Jako kompenzaci nežádoucího rušení z BKG signálu lze využít filtračních metod. Při analogové filtraci lze docílit velký dynamický rozsah (amplituda, frekvence). Jejich filtry jsou cenově dostupné a rychlé. Vyšší přesnosti lze docílit použitím digitálních filtrů, které mají řadu výhod (aplikace pro nízké frekvence, nízké nároky na stabilitu).

### 2.1 Digitální FIR filtry

Jde o filtry s konečnou impulzní odezvou. Tyto filtry se vyznačují dobrou stabilitou, dosahují lineární fázovou frekvenční charakteristiku, nemají zpětnou vazbu. Další výhodou FIR filtrů je fakt, že při aplikaci filtru nedochází ke zkreslení signálu (shoda jednotlivých harmonických složek). Naopak, tato filtrace vyžaduje vyšší řád pro dosažení strmých charakteristik útlumu. Rozlišujeme filtry rekurzivní a nerekurzivní. Vhodnější variantou jsou nerekurzivní (filtr má všechny póly v počátku). Fázová charakteristika FIR filtrů je lineárně frekvenčně závislá (konstantní fázové zpoždění). Základní rozdělení filtrů představuje dolní propust (LP filtr), horní propust (HP filtr), pásmová propust (BP filtr) a pásmová zadrž (BS filtr) [67].

V souvislosti s filtrací BKG signálu poskytli důvěryhodných výsledků FIR filtry s řádem 100 a filtry využívající vlnkové transformace vlnek sym4, coif a db5 se stupněm rozkladu 6, přičemž byl zachován užitečný signál a zároveň bylo dosaženo příznivého poměru SNR [51]. Vlnky typu sym4 vykazují téměř identickou totožnost komplexu v případě EKG i BKG signálů při jejich detekci (Obr. 21).



Obr. 21 Typy vlnek vlnkové transformace [64].

## 2.2 Vlnková transformace s diskrétním časem (DTWT)

Jde o lineární transformaci signálu v časově frekvenčním rozkladu. U DWT dochází k diskretizaci parametrů vlnky (časový posun, dilatace). Nejčastěji se pro DWT využívá dyadické vzorkování kmitočtového měřítka s rovnoměrně rozdělenou časovou osou. Transformace je definována vztahem

$$y(m, k) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi * (2^{-m}t - kT) dt, \quad (1)$$

kde  $m$  představuje kmitočtové měřítka a  $k$  časové měřítka.

Varianta dyadické vlnkové transformace s diskrétním časem diskrétního signálu  $x(n)$  je definována diskrétní konvolucí

$$y_m(n) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} (x(i) h_m(2^m n - i)) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} h_m(i) x(2^m n - i), \quad (2)$$

kde  $m$  představuje kmitočtové měřítka.

Dyadickou vlnkovou transformaci lze realizovat rozkladem signálu bankou oktavových filtrů s impulsními charakteristikami  $h_m(n)$ . Výstupní vzorky pak představují koeficienty DTWT a  $f_{vz}$  signálu  $y_m(n)$  na výstupu  $m$  filtru je pak  $2^m$  nižší než  $f_{vz}$  vstupního signálu  $x(n)$ .

Pro zpracování EKG signálu lze využít redundantní paketovou DTWT z důvodu nezávislosti jejich koeficientů na posunutí vstupního signálu. Uplatnění DTWT lze aplikovat jak na filtraci EKG signálu, tak i k samotné detekci charakteristických rysů signálu (kmity, vlny). Vlnkovou transformací lze zachytit detaily signálu s vhodným časově-frekvenčním rozlišením. Filtrace vyžaduje vhodnou úpravu koeficientů DTWT a ireverzibilitu transformace (IDTWT). Filtrace s využitím DTWT lze aplikovat při vyhlazování signálů, kdy dochází k překryvu spektra užitečného signálu se spektrem nežádoucího šumu. Obecně, princip filtrace vlnkovou transformací je založen na rozkladu signálu do jednotlivých frekvenčních pásem, přičemž takto vzniklé koeficienty jsou pak vhodně upravovány (metoda prahování). Následně je využito zpětní transformace (IDTWT). Při aplikaci malých prahových hodnot může signál vykazovat zbylý šum. Naopak, při použití velkých hodnot prahu se jeví signál vyhlazen (nevhodné prahování může způsobit např. rozmazání obrazových dat). V souvislosti rozlišujeme tvrdé, měkké a hybridní prahování. V případě tvrdého prahování nedochází ke skreslení vysokých kmitů (např. QRS) a současně je dosaženo příznivého poměru SNR. Značnou nevýhodou je přenos každé hodnoty šumu větší než nastavený práh. U tvrdého prahování dochází ke komparaci každé hodnoty



koeficientu  $y_m(n)$  s příslušným prahem. U měkkého prahování se pro podprahové hodnoty koeficienty nulují (také v případě tvrdého prahování). Pozitivem prahování je dosažení lepšího vyhlazení signálu (důsledkem útlumu šumových složek větších než práh). Při útlumu šumových složek zároveň dochází k útlumu užitečných složek signálu (např. neúplnost komplexů QRS). Kombinací měkkého a tvrdého prahování lze získat hybridní prahování [59], [60], [61], [62], [63], [64], [65].

## 2.3 Adaptivní filtrace

Principem adaptivní filtrace je potlačení nežádoucího signálu v užitečném signálu v takovém případě, kdy rušení s časem mění parametry (využívá se také v případech, kde jeho parametry předem neznáme). Častou volbou pro adaptivní filtraci složí právě lineární FIR filtry, jehož koeficienty jsou průběžně měněny adaptivním algoritmem, který sleduje vlastnosti vstupního a výstupního signálu filtru. Z vypočteného chybového signálu pak hledá optimální koeficienty filtru se snahou nejmenší chybovosti signálu [65], [66]. Nevýznamnějšími představiteli adaptivní filtrace jsou RLS, LMS filtry a adaptivní metody ANFIS [69]. Pro zlepšení balistokardiografického měření lze použít jako referenční šum druhý senzor, který detekuje vibrace pohybu (podlahy). Studie [53] se zaměřuje na detekci vibrací podlahy pomocí seismického senzoru, umístěného v těsné blízkosti měřidla jako referenční hodnota šumu. Měření fyziologických signálů v automobilu doprovázejí také pohybové artefakty, které jsou způsobené vozidlem i samotným řidičem. Řešením může být fúze senzorů, která představuje použití více senzorů na různých místech nebo použití různých modalit senzorů současně nebo jejich kombinace. Tato kompenzační metoda využívá adaptivního filtrování s jedním senzorem, který slouží jako šumový signál. Dále využívá známé algoritmy založené na statistických závislostech mezi jednotlivými signály (analýza nezávislých komponent) nebo více senzorů měřících stejný parametr (zvyšuje pravděpodobnost, že je tento parametr dosažitelný v určitém okamžiku). Studie [52] popisuje návrh detekce pohybových artefaktů pomocí EMG signálu z nohou jako referenční hodnoty šumu.

### 3 Experimentální část

#### 3.1 Senzor

Experimentální část práce tvoří návrh a implementace senzoru pro neinvazivní snímání vitálních funkcí v automobilních zařízeních (Obr. 22). Pro automobilní aplikace byl použit uzavřený pneumatický systém s deformovatelným snímačem (vzduchotěsná hadice z PVC) a měřicí zařízení. Princip snímání spočívá v měření pohybů těla subjektu (vibrací) v důsledku kardiorespirační aktivity.



**Obr. 22 Návrh pneumatického senzoru. (a) Představuje senzor pro umístění ve hrudní části opěradla autosedačky, (b) Prezентuje senzor pro umístění do sedadla automobilu.**

Návrh samotného senzoru spočíval v zapouzdření hadice do bavlněné látky (tloušťka 1 mm), která byla následně všita do autopotahu. Pro nutnost vzduchotěsnosti byla hadice na jednom konci opatřena zátkou. Následně byla hadice všita v spirálovitém tvaru do tkaniny. Z druhé strany byla hadice opatřena mikrofonom. Pro porovnání byly využity různé typy hadice, které se lišili materiálem, průměrem hadice, tvarem nebo její uspořádáním a pozicí.

Pro akvizici BKG signálu byl použit komunikační modul cDAQ-9185 (Obr. 23). Disponuje 4 sloty, pro komunikační řešení využívá TSN na bázi ethernetu. Modul je navržen pro distribuované systémy měření senzoru, řídí časování, synchronizaci a přenos dat mezi vstupně-výstupními moduly řady C a externím hostitelem. S tímto modulem lze kombinovat vstupně-výstupní moduly (I/O) a vytvářet kombinaci analogových I/O a digitálních I/O a kombinaci čítač/časovač. Modul má integrovaný síťový přepínač pro jednoduché řetězení, také disponuje čtyřmi 32bitovými univerzálními čítači/časovači [58].



**Obr. 23 Komunikační modul cDAQ-9185 [58].**

Jako vstupní modul zvuku a vibrací byl použit modul NI-9234 z řady C (Obr. 24). Umožňuje měřit signály z integrovaných elektronických piezoelektrických senzorů (IEPE), jako jsou akcelerometry, tachometry a proximální sondy. NI-9234 poskytuje široký dynamický rozsah a inkorporuje softwarovou volitelnou vazbu AC/DC a úpravu signálu IEPE. Vstupní kanály současně měří signály. Každý kanál má zabudované anti-aliasingové filtry, které se automaticky přizpůsobí požadované vzorkovací frekvenci [57].



**Obr. 24 Modul NI-9234 [57].**

Na konec hadičky pneumatického systému byl umístěn mikrofon GRAS 40PP (Obr. 25). Jde o nízko nákladový mikrofon navržený pro použití testování reproduktorů a akustiky měniče. Disponuje širokým frekvenčním rozsahem až 20 kHz a dynamickým rozsahem až 128 dB [56].

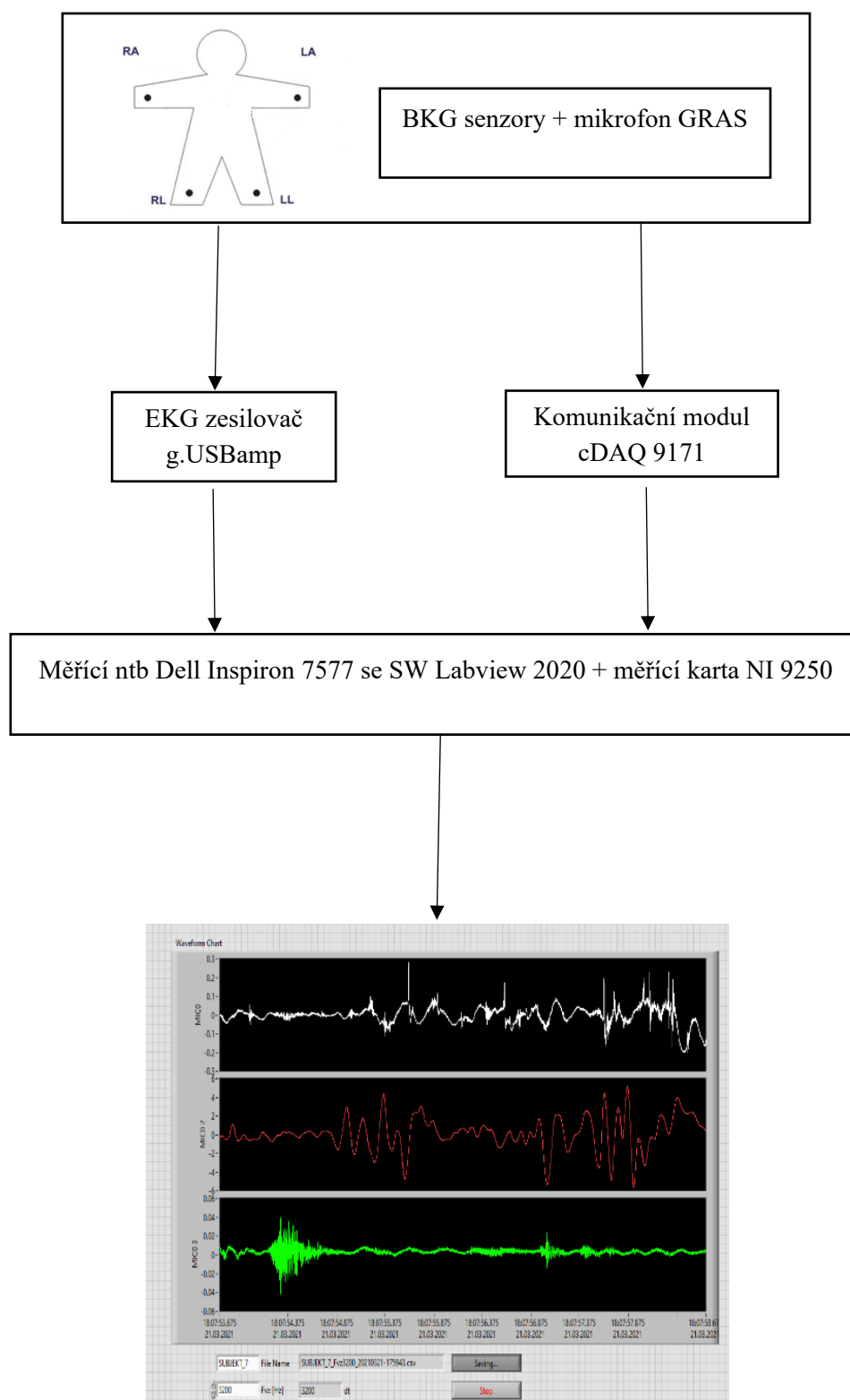


**Obr. 25 Mikrofon GRAS 40PP [56].**

Pro referenční měření EKG byl použit g.USBamp (Obr. 26). Jde o vysoce účinný a vysoce přesný zesilovač pro akvizici a zpracování fyziologických signálů. Zesilovač disponuje USB připojením a podporuje 16 současně vzorkovaných biosignálních kanálů s rozlišením 24 bitů a vzorkovací frekvencí 38,4 kHz. Vstupní rozsah zesilovače je  $\pm 250$  mV. Zařízení má interní kalibrační jednotku a kontrolu impedance. K zařízení lze přímo zapojit standardní elektrody. Zesilovač pracuje s aplikačním programovacím rozhraním s využitím jazyka C (C API) [54].



**Obr. 26 EKG zesilovač g.USBamp [54].**



**Obr. 27 Schéma zapojení pro experimentální měření.**

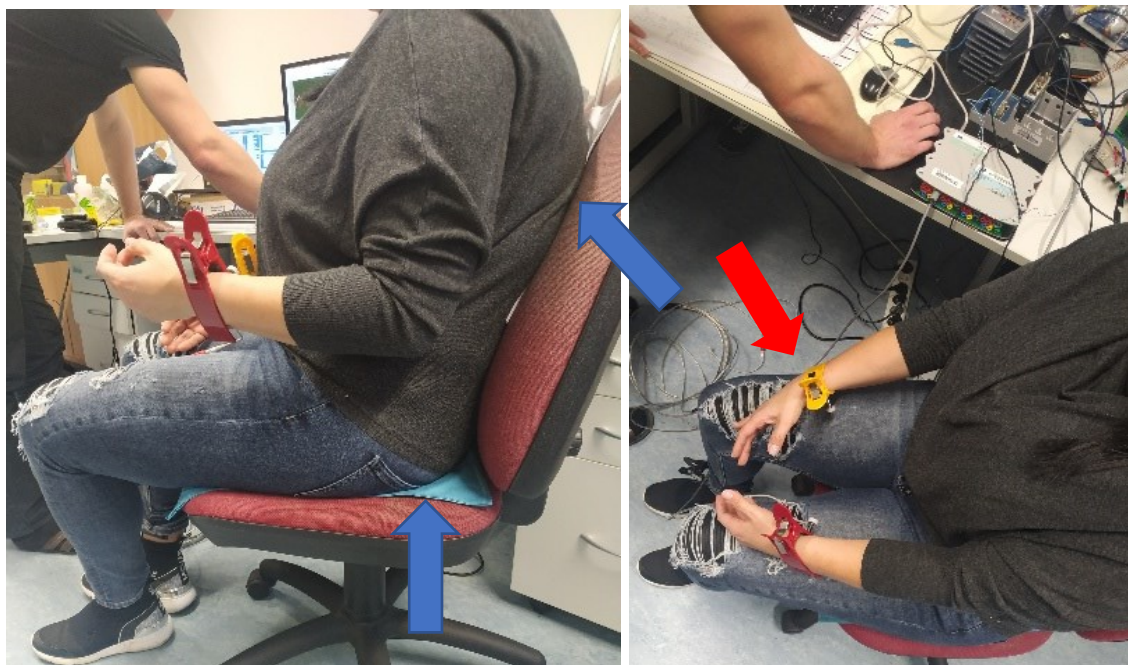
### 3.2 Stanovení přesnosti senzoru

Pro experimentální část byly sestaveny laboratorní měření. Měření se zúčastnilo 10 dobrovolníků (5 žen, 5 mužů) bez zdravotních potíží (Tab. 8).

**Tab. 8 Laboratorní experiment. Parametry subjektů 1-10.**

Parametry	Subjekt 1-10	SH $\pm$ SD
Věk (roky)	24-43	32, 3 $\pm$ 9, 043
Váha (kg)	62-123	83, 7 $\pm$ 17, 919
Výška (cm)	168-192	178, 0 $\pm$ 7, 645
BMI (-)	21, 72-36, 73	26, 2 $\pm$ 4, 373

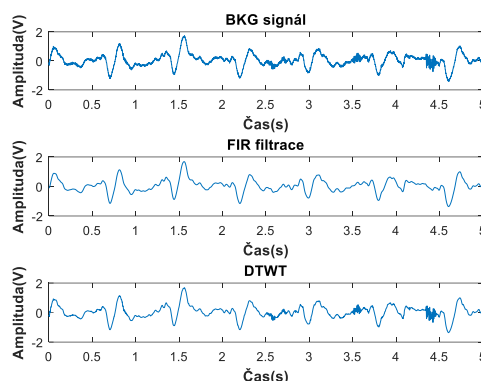
Měření vitálních funkcí subjektů 1-10 bylo provedeno za klidových podmínek v důsledku minimalizace biologických artefaktů. Doba měření u jednotlivých subjektů byla průměrně 20 minut. Balistokardiografické měření z obou senzorů (v tvare spirály) bylo provedeno současně s referenčním EKG (Obr. 28). Pro zobrazení a ukládání dat byl použit ntb DELL Inspiron 7577 se SW LabVIEW 2020.



**Obr. 28 Laboratorní experiment. Realizace zapojení. Měření vitálních funkcí subjektu pneumatickými senzory umístěnými na opěradle a sedadle (modré šipky) za předpokladu využití reference tří svodového EKG (červená šipka).**

### 3.2.1 Zpracování naměřeného BKG signálu

Zpracování biosignálů bylo realizováno s využitím programového prostředí Matlab. Vzorkovací frekvence pro EKG signál byla 600 Hz, pro BKG signál byla stanovena 3200 Hz. Během 20 minut byly současně naměřeny BKG signály z opěradla (autosedačky), sedadla (autosedačky) a tří svodové EKG. Pro naměřené BKG signály byla potřeba filtrace šumu. V této diplomové práci byla realizována filtrace využívající FIR filtrů typu pásmová propust (Obr. 29). Pro porovnání byly naměřeny signály filtrovány na bázi vlnkové transformace (DTWT).



**Obr. 29 Porovnání filtrace pro BKG signál naměřený z opěradla (autosedačky).**

Obr. 29 porovnává filtraci BKG signálu naměřeného ze senzoru umístěného ve hrudní části opěradla (autosedačky). BKG signály byly zpracovány s využitím FIR filtrace typu pásmová propust (řád 100) a diskretní vlnkové transformace s diskretním časem (typ vlnky sym4, úroveň rozkladu 5). Z grafu lze zaznamenat, že FIR filtrace úspěšně eliminuje rušivé artefakty signálu, přičemž zachovává užitečnou složku signálu.

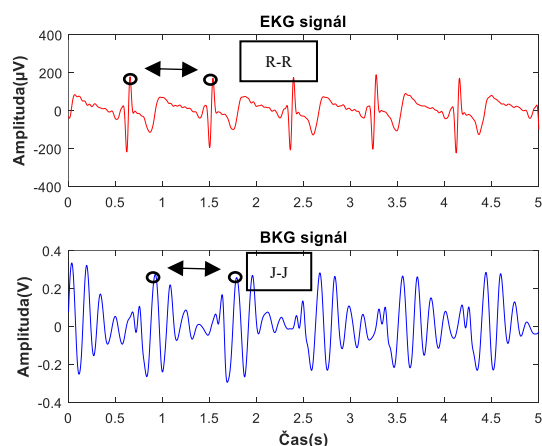
### 3.2.2 Variabilita tepové frekvence

HRV je definována jako fyziologická variace v trvání intervalů R-R mezi sinusovými rytmy. Reflektuje aktivitu sympatického a parasympatického autonomního nervového systému. Pro sympatickou aktivitu je charakteristická pomalá odezva (několik sekund) a zvýšení srdečního tepu, zatímco parasympatická aktivita má tendenci klesání tepové frekvence s odezvou 0, 2-0, 6 s. Jejich aktivitou pak dochází k variaci srdečního rytmu. Pro detekci R kmitů se využívá různých metod s využitím detekce umocnění filtrovaného signálu, detekce založená na obálce filtrovaného signálu, metoda vlnkové transformace. Analýzu HRV lze provést v časové nebo frekvenční doméně. Nejběžnější způsob analýzy v časové doméně představuje vyjádření RMSSD. K výhodám této metody patří spolehlivost měření a jednoduchost provedení. Výpočet RMSSD je proveden jako  $(R-R(1.) - R-R(2.))^2 + (R-R(2.) - R-R(3.))^2 \dots$  Pro výpočet HRV v časové doméně lze také využít parametrů SDNN a SDANN. SDNN je vypočten jako směrodatná odchylka všech intervalů R-R. Princip vyjádření SDANN je obdobný jako u SDNN (nejdříve je nutno vzít průměr intervalů R-R z několika pětiminutových sekvencí záznamu, poté je vypočtena směrodatná odchylka). Ve frekvenční doméně se jako míra aktivity sympatického nervového systému udává rozložení frekvence na nízko frekvenční (LF; 0, 04-0, 15 Hz). Také lze využít

měření vysokých frekvencí (HF; 0, 15-0, 4 Hz) a velmi nízkých frekvencí (VLF). Pro informaci týkající se množství aktivity sympatického nervového systému lze určit poměr HF a LF. Hodnoty v Hz odpovídají míře opakování tepů. Pro vizualizaci HRV se používá Poincarého graf, který představuje grafickou reprezentaci korelace mezi po sobě následujícími R-R intervaly [68].

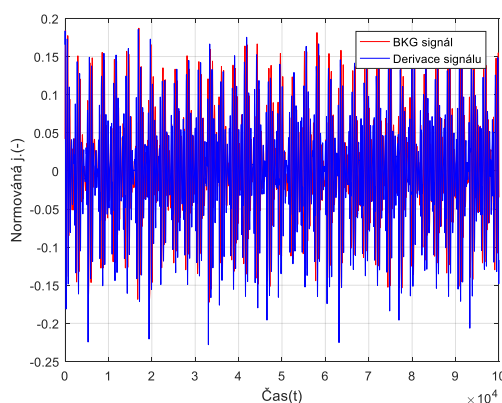
Brüser navrhnul algoritmus pro individuální detekci srdeční frekvence. K extrakci srdečního rytmu z BKG byl použitý automatický algoritmus z oblasti strojového učení. Pomocí naučených parametrů byl detekován výskyt jednotlivých srdečních rytmů v signále. Algoritmus umožňuje odhady srdeční frekvence mezi jednotlivými údery. Byla zhodnocena shoda navrhovaného algoritmu s referencí EKG. Pozorování bylo realizováno na 16 zdravých subjektech s relativní chybou intervalu mezi údery 1, 79 % s pokrytím 95, 94 % [42].

V této diplomové práci byla uplatněna metoda detekce s využitím umocnění filtrovaného signálu. Naměřený signál byl nejdříve filtrován filtrem typu pásmová propust, kterým lze docílit omezení užitečného frekvenčního rozsahu signálu. Signály EKG i BKG byly naměřeny současně v čase. BKG signály ze senzorů z opěradla nebo ze sedadla dosahují nižší amplitudy. Charakteristické komplexy u jednotlivých signálů odpovídají.



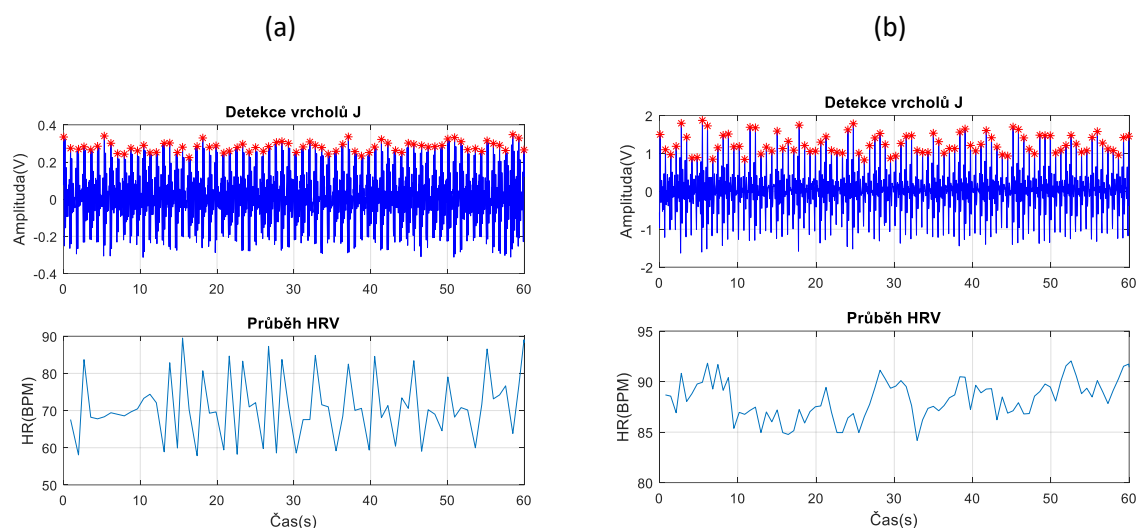
**Obr. 30 Detekce R-R intervalu (červená křivka EKG signál) a J-J intervalu (modrá křivka BKG signál).**

Pro detekci vrcholů J (hodnoty s nejvyšší amplitudou) byl v Matlabu aplikován detektor využívající derivaci BKG signálu (Obr. 31). Pro porovnání byla aplikována vestavěná funkce „findpeaks“. Pomocí tohoto algoritmu lze vyhledat charakteristické vrcholy (R a J) a délky jejich intervalů, které odpovídají HRV (měří se každý následující vrchol J v závislosti na předchozím).



**Obr. 31 Derivace BKG signálu.**





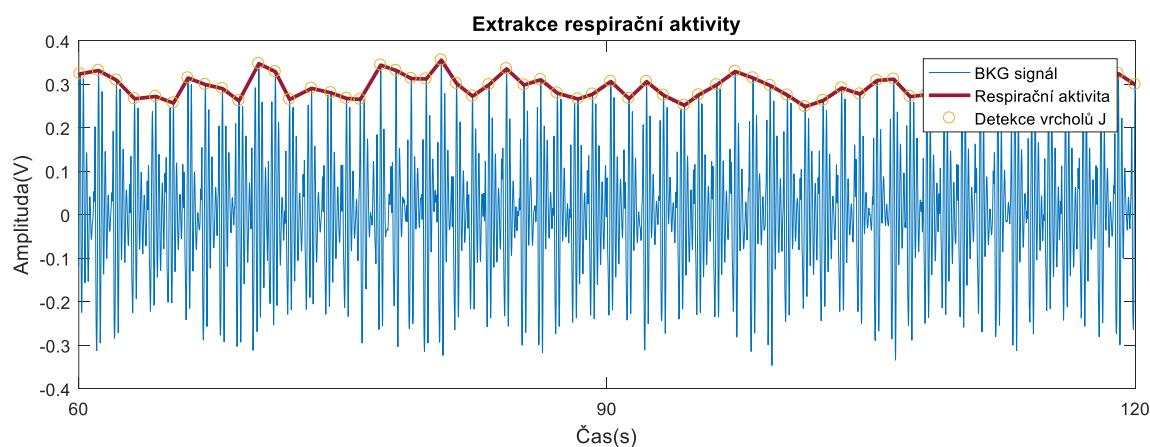
**Obr. 32 Detekce vrcholů J a průběh HRV. Porovnání detekce s využitím derivace BKG signálu (a) a vestavěné funkce „findpeaks“ (b).**

Na Obr. 32 je zobrazena detekce vrcholů J a průběh HRV v minutovém BKG záznamu u subjektu 6 a 10. Průměrná tepová frekvence subjektu 6 ((a)-žena, 43 let, normální BMI) byla 70 úderů za minutu. U subjektu 10 ((b)-muž, 31 let, vyšší BMI) byla kalkulována vyšší tepová frekvence 90 úderů za minutu.

```
NOB = length(JlocsSE);
TV = length(firband_BKG_SE6)/Fvz_BKG;
BPM = (NOB*60)/TV;
disp(strcat('HR= ',num2str(BPM)))
```

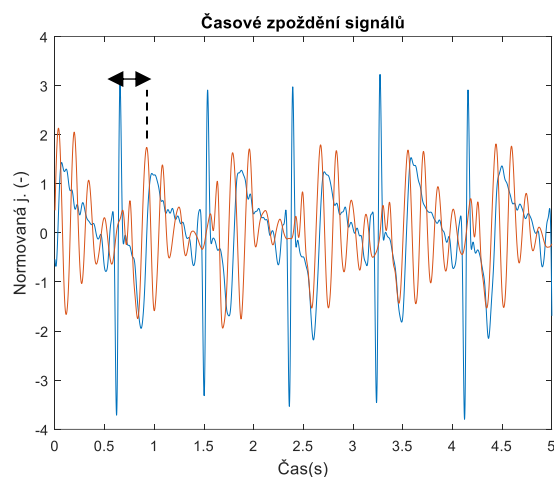
**Obr. 33 Kalkulace průměrné tepové frekvence v Matlabu.**

Dle analýzy dat byla zajištěna respirační aktivita, daná modulací BKG signálu. Detekce respirační aktivity je zobrazena na Obr. 34. Zpracování naměřených dat odhalilo časové zpoždění BKG signálu se zpožděním 275 ms (Obr. 35).



**Obr. 34 Extrakce dechové frekvence.**



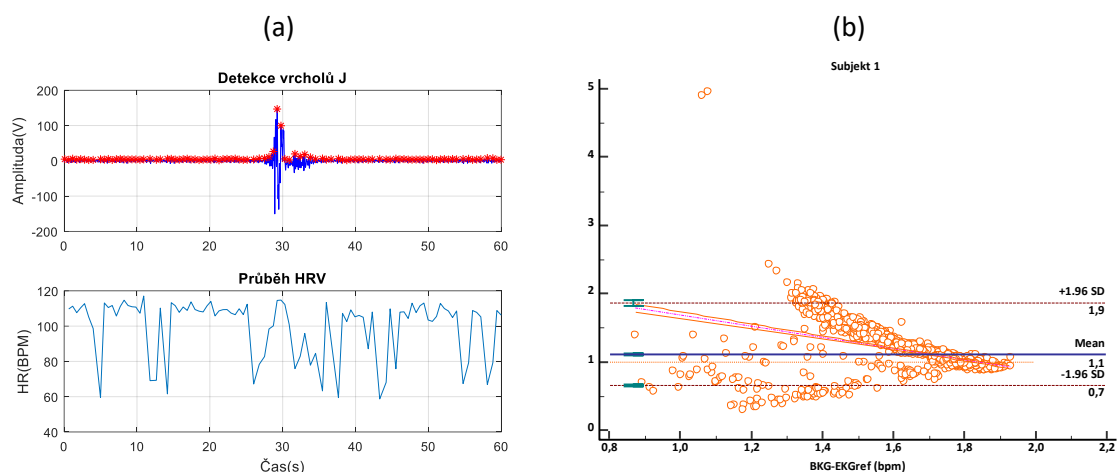


**Obr. 35 Časové zpoždění BKG signálu ( $\Delta t = 275$  ms, modrá křivka EKG signál, oranžová BKG signál).**

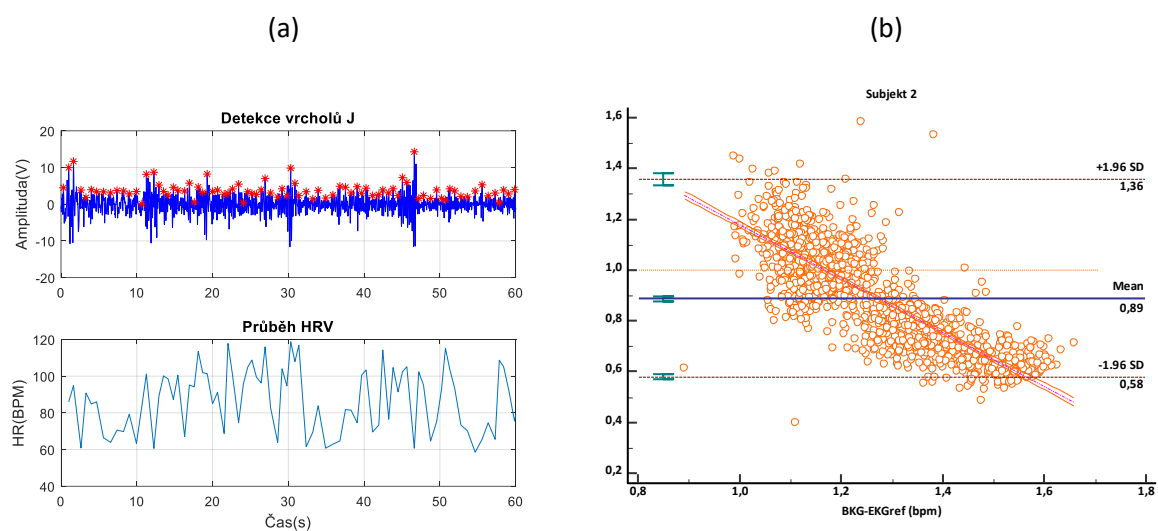
### 3.2.3 Statistická analýza

Řešení srovnání dvou technik měření představuje Bland-Altmanovo vykreslení. Bland-Altmanův graf (B-A) popisuje shodu mezi dvěma kvantitativními měřeními za předpokladu vytvoření limitů shody. Tyto statistické limity lze vyjádřit pomocí průměrů a standardní odchylky rozdílů (alternativně poměry) mezi dvěma měřeními. Výsledný graf představuje bodový graf XY, kde osa Y reprezentuje rozdíl mezi dvěma srovnávanými měřeními (A-B) a osa X představuje průměr těchto měření  $((A+B)/2)$ . [55]

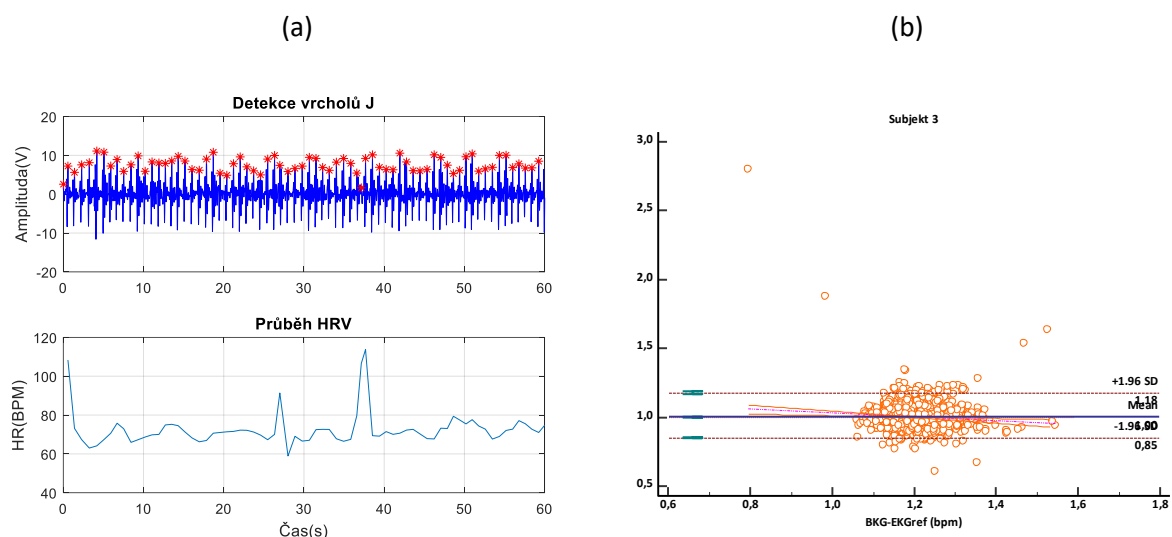
Přesnost měření BKG signálu v závislosti na referenčním EKG byla stanovena dle vyhodnocení B-A za předpokladu, že výsledné měření nejsou závislé. Vyhodnocení bylo provedeno pomocí určení rozdílů dvou měření (naměřené BKG signály vůči EKG) a určení střední hodnoty těchto rozdílů, dále byly stanoveny 95% intervalové odhady (interval, ve kterém se vyskytuje 95 % hodnot rozdílů). Hodnoty v tomto intervalu lze chápat jako přijatelný výsledek, zatímco hodnoty za hranicí intervalu představují chybovost měření. Lepší korelace mezi měřeními nastane v případě, že osa průměru s výsledky jsou lokalizovány blíže nule. Grafické vyjádření pro statistické vyhodnocení dosažených výsledků pro subjekty 1-10 lze pozorovat na Obr. 36, Obr. 37, Obr. 38, Obr. 39, Obr. 40, Obr. 41, Obr. 42, Obr. 43 a Obr. 44. Statisticky významné hodnoty uvádí Tab. 9. Korelační koeficient vykazoval silnou korelaci ( $p < 0,0001$ ) mezi měřeními za klidového stavu řidiče u subjektů 1, 2, 6, 7, 9.



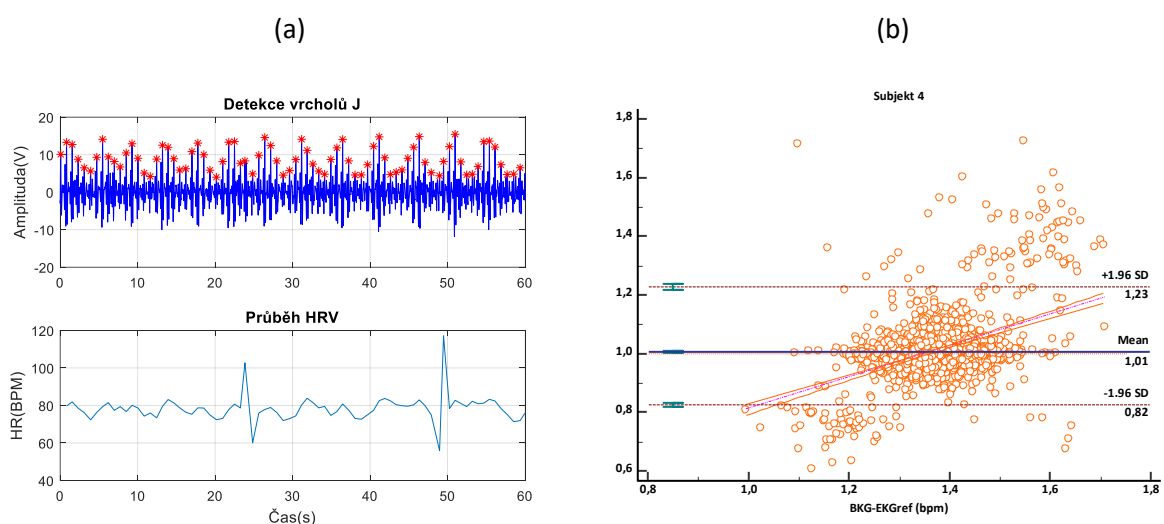
Obr. 36 Detekce vrcholů J a průběh HRV (a) a Bland-Altmanův graf pro subjekt 1 (b) Průměrná tepová frekvence subjektu byla 90 úderů za minutu.



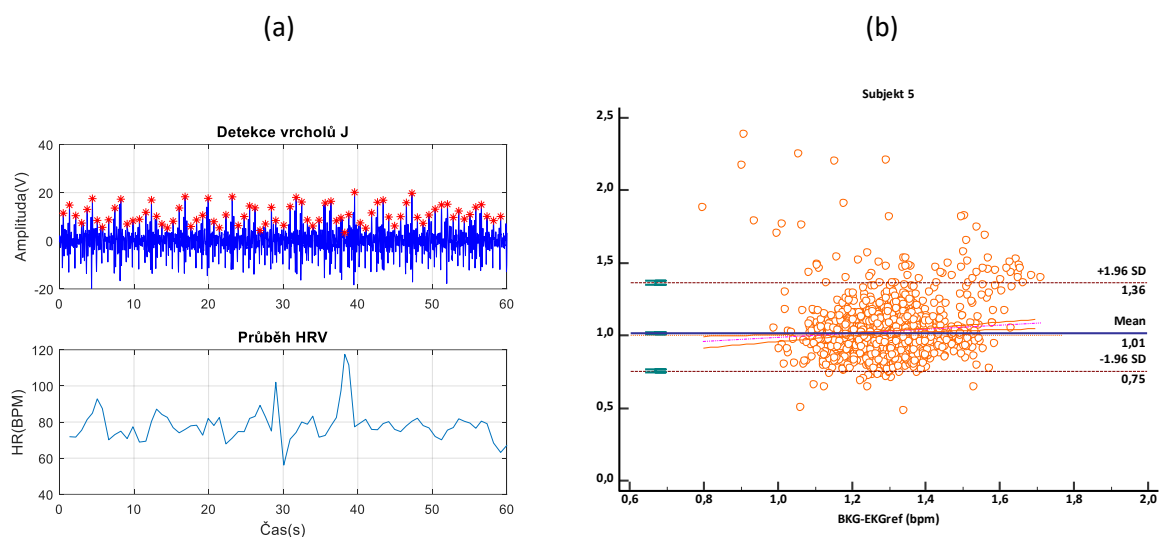
Obr. 37 Detekce vrcholů J a průběh HRV (a) a Bland-Altmanův graf pro subjekt 2 (b). Průměrná tepová frekvence subjektu byla 77 úderů za minutu.



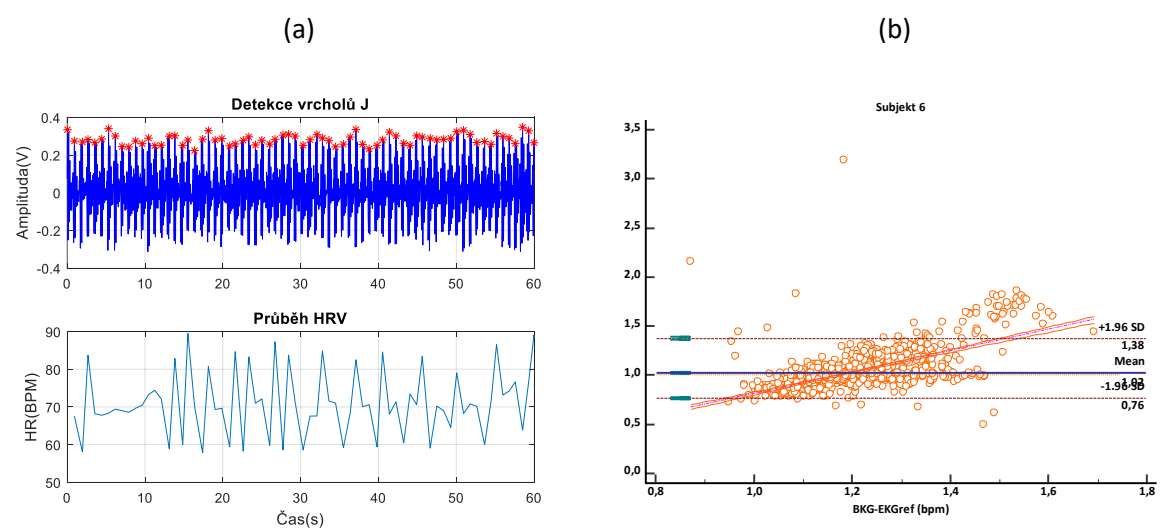
**Obr. 38** Detekce vrcholů J a průběh HRV (a) a Bland-Altmanův graf pro subjekt 3 (b). Průměrná tepová frekvence subjektu byla 70 úderů za minutu.



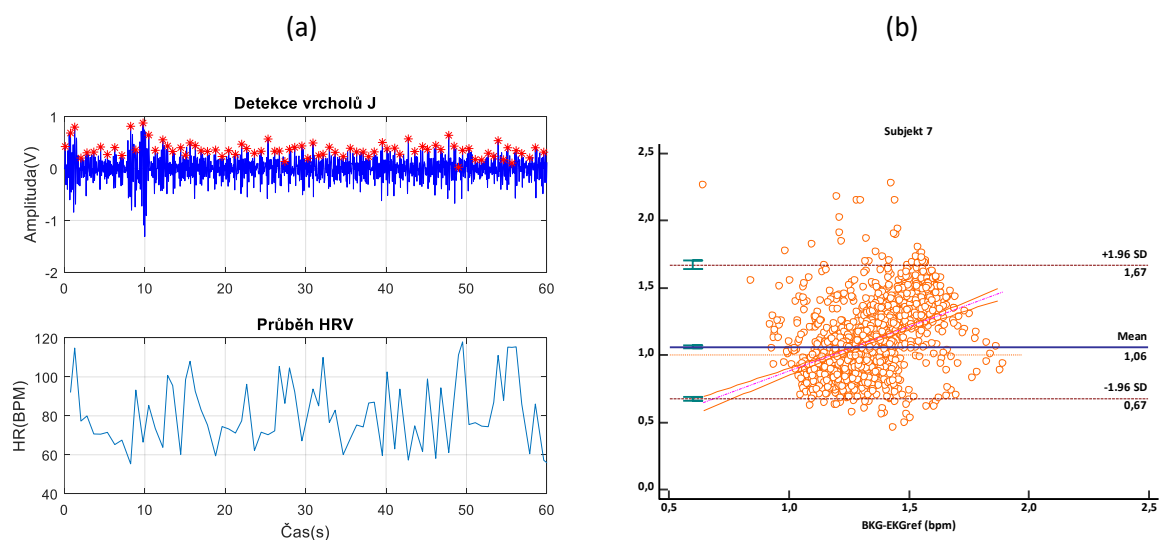
**Obr. 39** Detekce vrcholů J a průběh HRV (a) a Bland-Altmanův graf pro subjekt 4 (b). Průměrná tepová frekvence subjektu byla 90 úderů za minutu.



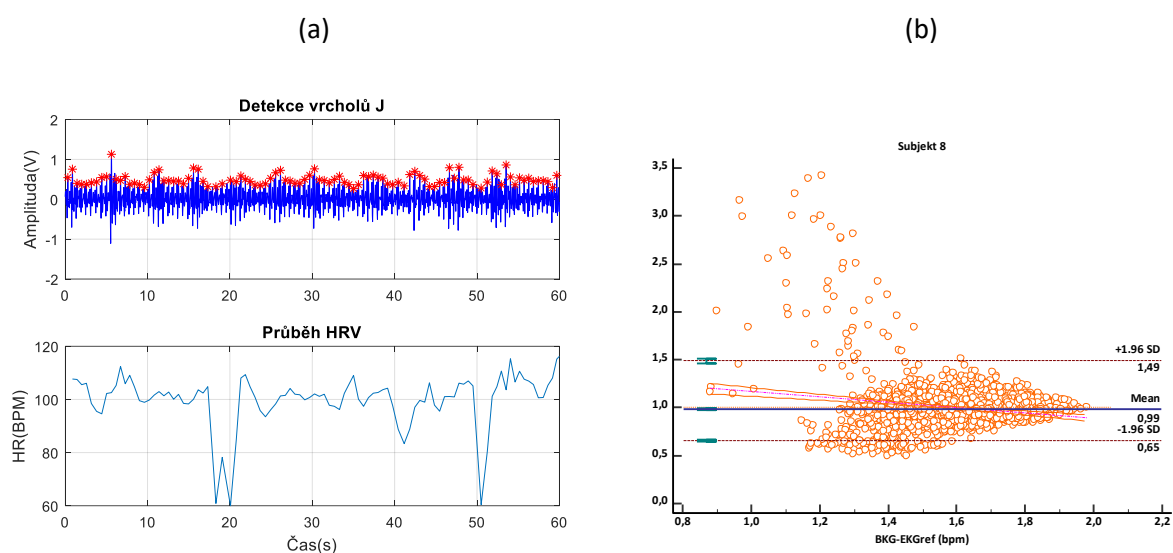
**Obr. 40** Detekce vrcholů J a průběh HRV (a) a Bland-Altmanův graf pro subjekt 5 (b). Průměrná tepová frekvence subjektu byla 76 úderů za minutu.



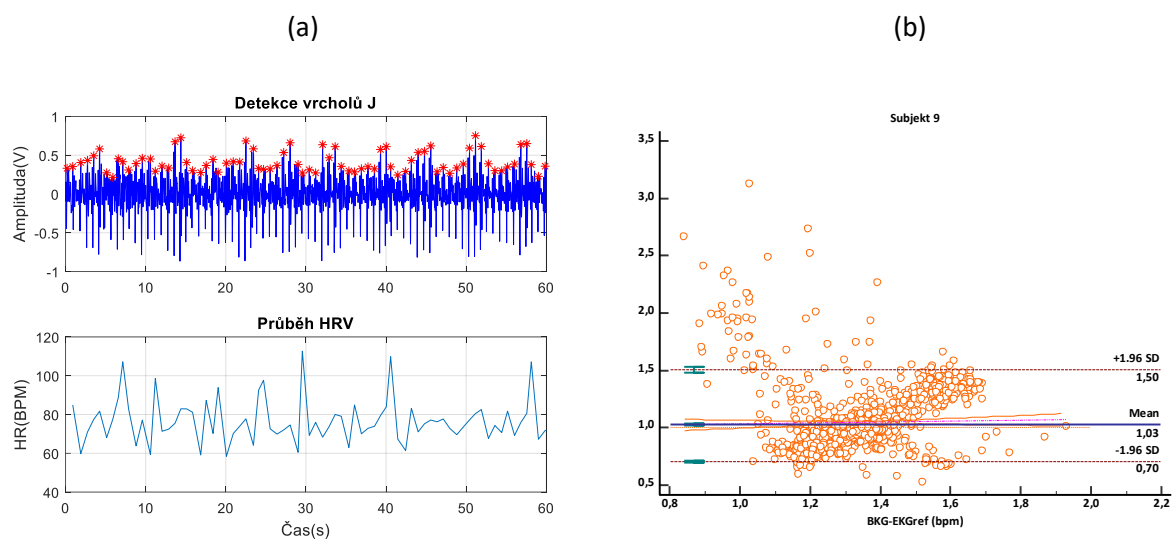
**Obr. 41** Detekce vrcholů J a průběh HRV (a) a Bland-Altmanův graf pro subjekt 6 (b). Průměrná tepová frekvence subjektu byla 70 úderů za minutu.



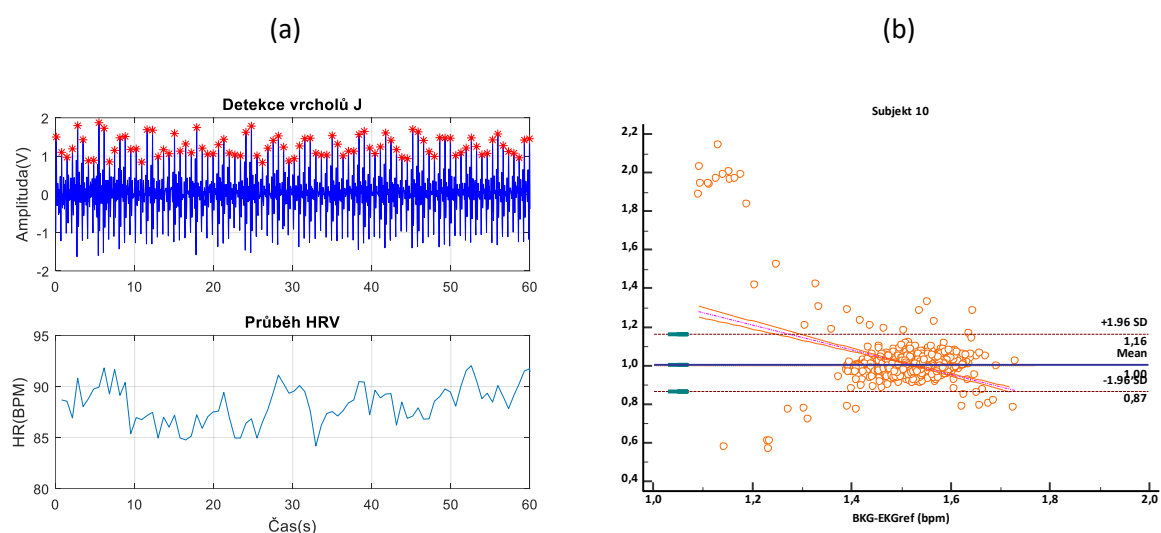
**Obr. 42 Detekce vrcholů J a průběh HRV (a) a Bland-Altmanův graf pro subjekt 7 (b). Průměrná tepová frekvence subjektu byla 78 úderů za minutu.**



**Obr. 43 Detekce vrcholů J a průběh HRV (a) a Bland-Altmanův graf pro subjekt 8 (b). Průměrná tepová frekvence subjektu byla 90 úderů za minutu.**



**Obr. 44 Detekce vrcholů J a průběh HRV (a) a Bland-Altmanův graf pro subjekt 9 (b). Průměrná tepová frekvence subjektu byla 80 úderů za minutu.**



**Obr. 45 Detekce vrcholů J a průběh HRV (a) a Bland-Altmanův graf pro subjekt 10 (b). Průměrná tepová frekvence subjektu byla 90 úderů za minutu.**

Tab. 9 Statistické vyhodnocení HRV pro subjekt 1-10 dle B-A.

	Subjek t 1	Subjek t 2	Subjek t 3	Subjek t 4	Subjek t 5	Subjek t 6	Subjek t 7	Subjek t 8	Subjek t 9	Subjek t 10
n	1894	1510	1476	1722	1554	1451	1497	1841	1572	1831
$\mu$	1,1032	0,8865	1,0007	1,0059	1,0141	1,0244	1,0611	0,9862	1,0287	1,0035
95 %	1,0900	0,8768	0,9965	1,0010	1,0065	1,0164	1,0486	0,9767	1,0189	1,0001
CI	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	1,1165	0,8962	1,0050	1,0108	1,0218	1,0324	1,0736	0,9957	1,0386	1,0070
p ( $H_0$ : $\mu$ = 1)	<0,000 1	<0,000 1	0,7415	0,0171	0,0003	<0,000 1	<0,000 1	0,0047	<0,000 1	0,0455
SE	0,03	0,02	0,04	0,02	0,04	0,03	0,03	0,03	0,04	0,03

```
function [TPR,FPR,FNR,n,ACC,Se,PPV,F1] = statisticka_analyza(Rlocs,Jlocs,Posunuti)
```

```
clear name path
```

```
TPR=0;
```

```
FNR=0;
```

```
for i=1:size(Rlocs,2)
```

```
    find((Jlocs > (Rlocs(i)-Posunuti)) & (Jlocs < (Rlocs(i)+Posunuti)));
```

```
    if isempty(ans)
```

```
        FNR=FNR+1;
```

```
    else
```

```
        TPR=TPR+1;
```

```
    end
```

```
end
```

```
n=size(Rlocs,2);
```

```
FPR=size(Jlocs,2)-TPR;
```

```
ACC=round(((TPR/(TPR+FNR+FPR))*100),2);
```

```
Se=round(((TPR/(TPR+FNR))*100),2);
```

```
PPV=round(((TPR/(TPR+FPR))*100),2);
```

```
F1=round(((2*PPV*Se)/(PPV+Se)),2);
```

```
end
```

**Obr. 46 Funkce pro statistické vyhodnocení dosažených výsledků. Kalkulace pro n, TPR, FPR, FNR, Se, ACC, PPV a F1.**

Tab. 10 Statistické vyhodnocení dat pro detekci HRV ze senzoru ze sedadla (subjekt 1-10).

Subjekt	n	TPR	FPR	FNR	Se (%)	PPV (%)	ACC (%)	F1 (%)
Subjekt 1	2104	2059	21	24	98, 85	98, 99	97, 86	98, 92
Subjekt 2	1512	1472	17	23	98, 46	98, 86	97, 35	98, 66
Subjekt 3	1478	1445	29	4	99, 72	98, 03	97, 77	98, 87
Subjekt 4	1724	1665	24	35	97, 94	98, 58	96, 58	98, 26
Subjekt 5	1556	1533	0	23	98, 52	100	98, 52	99, 25
Subjekt 6	1453	1429	10	14	99, 03	99, 31	98, 35	99, 17
Subjekt 7	1499	1492	0	7	99, 53	100	99, 53	99, 76
Subjekt 8	1858	1852	0	6	99, 68	100	99, 68	99, 84
Subjekt 9	1574	1570	0	4	99, 75	100	99, 75	99, 87
Subjekt 10	1789	1710	24	55	96, 88	98, 62	95, 58	97, 74
Subjekt 1-10	16547	16227	125	195	98, 84	99, 24	97, 10	99, 03

Tab. 11 Statistické vyhodnocení dat pro detekci HRV ze senzoru ve hrudní části opěradla (subjekt 1-10).

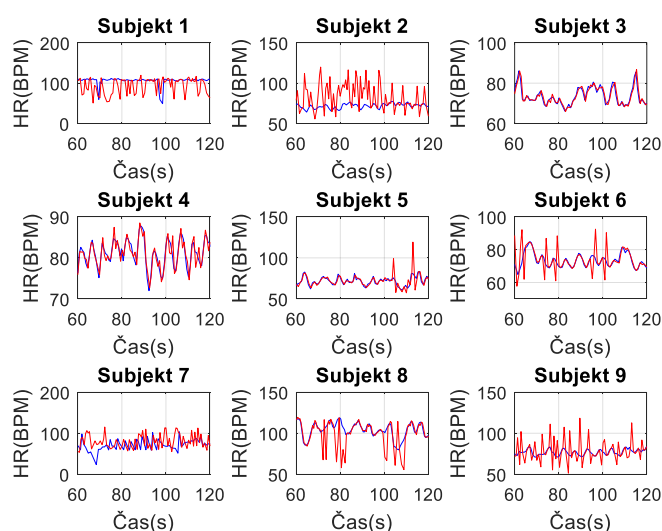
Subjekt	n	TPR	FPR	FNR	Se (%)	PPV (%)	ACC (%)	F1 (%)
Subjekt 1	2104	2077	0	27	98, 72	100	98, 72	99, 36
Subjekt 2	1512	1471	16	25	98, 33	98, 92	97, 29	98, 62
Subjekt 3	1478	1444	30	4	99, 72	97, 96	97, 70	98, 83
Subjekt 4	1724	1665	24	35	97, 94	98, 58	96, 58	98, 26
Subjekt 5	1556	1535	0	21	98, 65	100	98, 65	99, 32



<b>Subjekt 6</b>	1453	1429	10	14	99, 03	99, 31	98, 35	99, 17
<b>Subjekt 7</b>	1499	1492	0	7	99, 53	100	99, 53	99, 76
<b>Subjekt 8</b>	1858	1853	0	5	99, 73	100	99, 73	99, 86
<b>Subjekt 9</b>	1574	1568	0	6	99, 62	100	99, 62	99, 81
<b>Subjekt 10</b>	1789	1715	22	52	97, 06	98, 73	95, 86	97, 89
<b>Subjekt 1-10</b>	16547	16249	102	196	98.83	99.35	98.20	99, 09

Statistické vyhodnocení pro BKG měření s využitím senzoru umístěného do sedadla autosedačky z hlediska stanovení přesnosti reprezentuje Tab. 10. Úspěšnost a přesnost měření byla stanovena dle parametrů ACC, PPV, Se a F1. U všech subjektů byly kalkulovány hodnoty parametrů nad 95 % (udávaná hodnota pro optimální výsledky). Dle výsledků z tabulky lze poznamenat, že u metody měření byla dosažena vysoká přesnost zejména u měření u subjektů 1, 5-9. Z hlediska nejvyšší celkové přesnosti detekce HRV se uplatnili měření u subjektů 5-9, kdy  $F1 > 99\%$ . Nejlepší detekce J vrcholů bylo dosaženo u měření u subjektů 7 a 9. Statistické zpracování výsledků pro senzor umístěn do hrudní části opěradla autosedačky popisuje Tab. 11. Nejlepší celková přesnost v tomto případě byla dosažena u měření subjektů 1 a 5-9 s hodnotou  $F1 > 99\%$ . Nejlepší detekce J vrcholů bylo dosaženo u měření subjektů 8 a 9. Dle grafického vyhodnocení B-A (Obr. 36 (b), Obr. 37 (b), Obr. 38 (b), Obr. 39 (b), Obr. 40 (b), Obr. 41 (b), Obr. 42 (b), Obr. 43 (b) a Obr. 44 (b)) lze pozorovat dobré výsledky u měření subjektů 2-6, 8-10 (nulový posun průměrů referencí vůči nule).

Variabilita srdečního tepu měřeného signálu nejlépe kopíruje průběh HRV reference u subjektů 3, 4, 5 a 6 (Obr. 47).



**Obr. 47 Průběhy HRV BKG signálu (červená křivka) a referenčního EKG signálu (modrá křivka) u subjektů 1-9.**

### 3.3 Testování vlivu tvaru a polohy senzoru

Pro testování tvaru a polohy hadice byly provedeny další měření. Z Obr. 48 (a), (b) lze identifikovat zapouzdření čtyř hadic do tkaniny (bavlněná látka s tloušťkou 1 mm). Pro naše měření byly vyhotoveny tři typy snímačů (spirálovitý tvar, podélné a příčné zapouzdření hadic bez zakřivení). Zapouzdření hadic udává vztah polohy hadice vůči subjektu. V tomto měření byly současně snímány 4 BKG signály (přední, střední vepředu PP, střední vzadu PZ a zadní) u příčného (Obr. 48 (a)) a podélného (Obr. 48 (b)) uspořádání senzorů. V prvním měření byl subjekt v klidu ve vzpřímené poloze, zatímco v druhém měření byla snímána fyziologická aktivita subjektu v opřené poloze. Z grafů na Obr. 50 a Obr. 51 lze pozorovat útlum amplitudy směrem od těžiště u měření subjektu v opřené poloze, kdy na oba senzory působí rozdílnou váhou. Zatímco ve vzpřímené poloze subjekt působí rovnoměrně stejnou váhou na oba senzory. Tab. 12 popisuje použití různých hadic (průměry, materiál). Pro senzory s podélným a příčným zapouzdřením hadic byly integrovány 4 typy hadic s průměry 6x9 mm (průhledný, měkký PVC); 8x5, 7 mm (PUR); 6x9 (průhledný měkký PUR) a 6, 3x11, 5 (PVC).

(a) (b) (c)



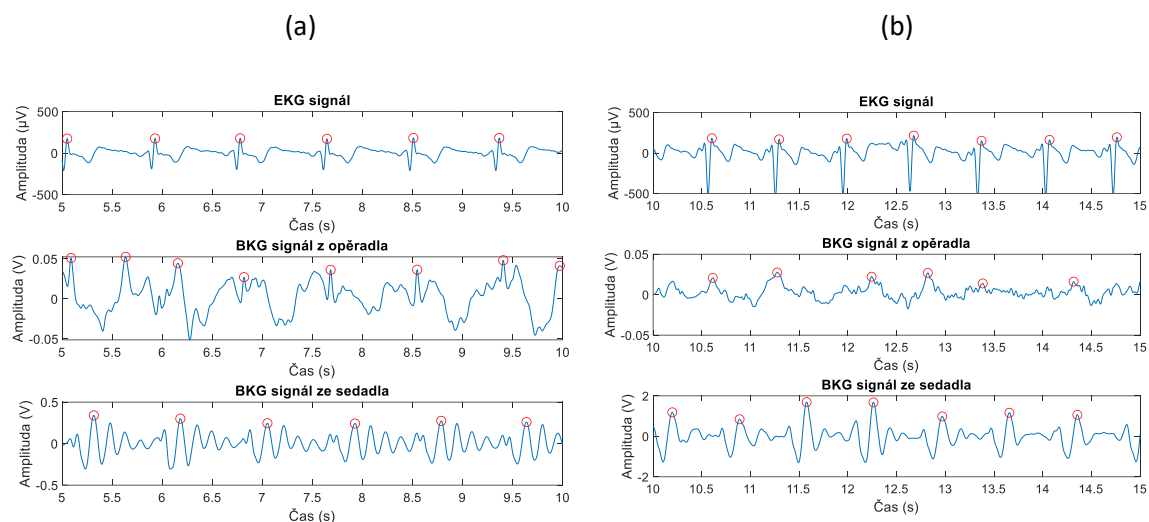
Obr. 48 Příčné a podélné uspořádání hadic (a), (b) a spirálovitý tvar senzoru (c).

Tab. 12 Typy hadic pro testování navržených senzorů.

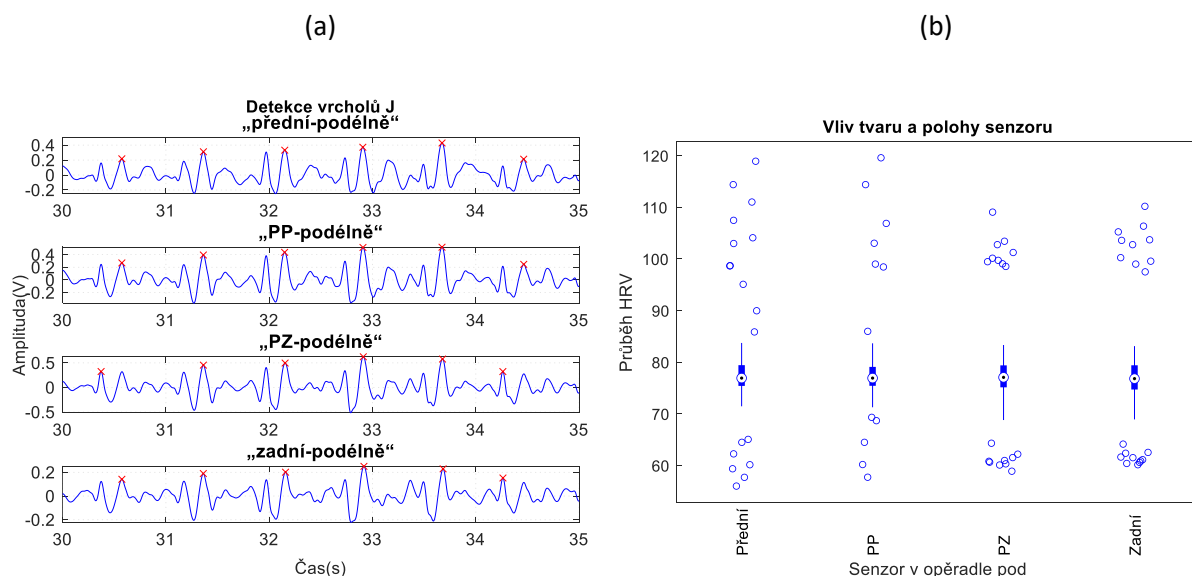
Typ hadice	CRISTALLO	POLYURETANOVÁ	RPU	CPU	RPU	RP
Průměr hadice (mm)	6 x 9	8 x 5, 7	6, 3 x 11, 5	6 x 9	6, 3 x 11, 5	6, 3 x 11, 5
Materiál	Průhledný, měkký PVC	PUR	Průhledný měkký PUR	Průhledný měkký PUR	Průhledný měkký PUR	PVC

Porovnání detekce vrcholů J u naměřených BKG signálů z obou senzorů po zpracování reprezentuje Obr. 49 (a), (b). Signály s výraznějšími charakteristickými rytmičnými vlny (J vrcholy) lze lépe pozorovat u BKG signálů ze spirálovitého senzoru v sedadle. Příčinou může být nedokonalé zatížení plochy senzoru v hrudní oblasti subjektem, které lze řešit vhodným umístěním senzoru. Pohlaví

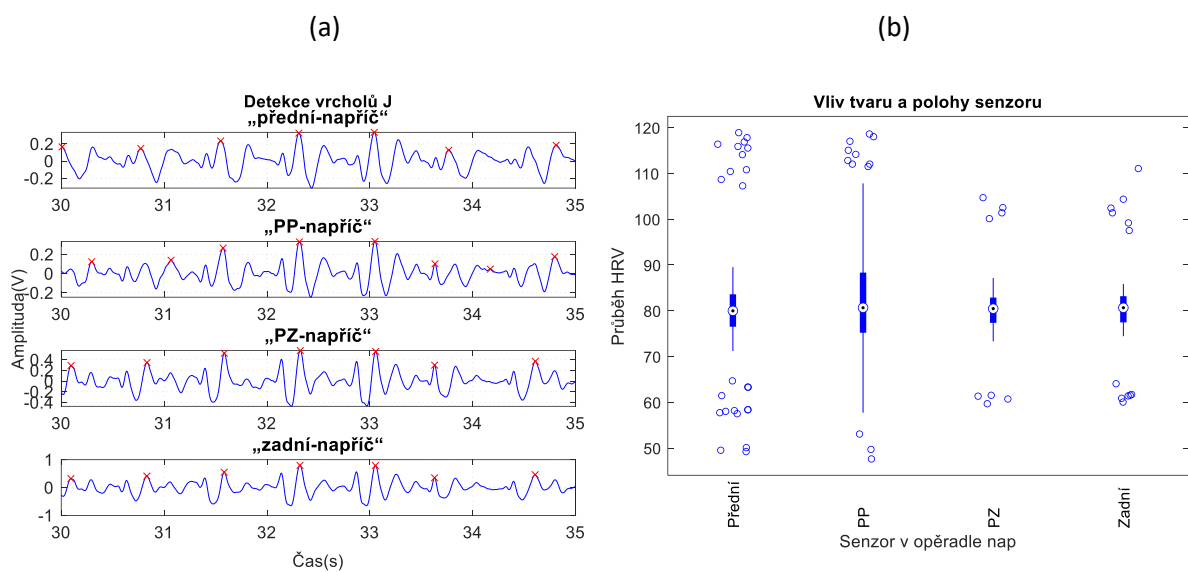
nebo různé hodnoty BMI nevykazují vliv pro samotné měření vitálních funkcí. S optimálními výsledky se uplatnil jako nejvhodnější senzor se spirálovitým tvarem hadice (Obr. 48 (c)), kdy dochází k zabránění největší plochy pro snímání fyziologických znaků subjektu. Dobrých výsledků ze senzoru umístěného do sedadla bylo dosaženo např. u měření subjektu 6 (Obr. 49 (a) žena, 43 let, normální BMI) nebo subjektu 10 (Obr. 49 (b) muž, 31 let, vyšší BMI).



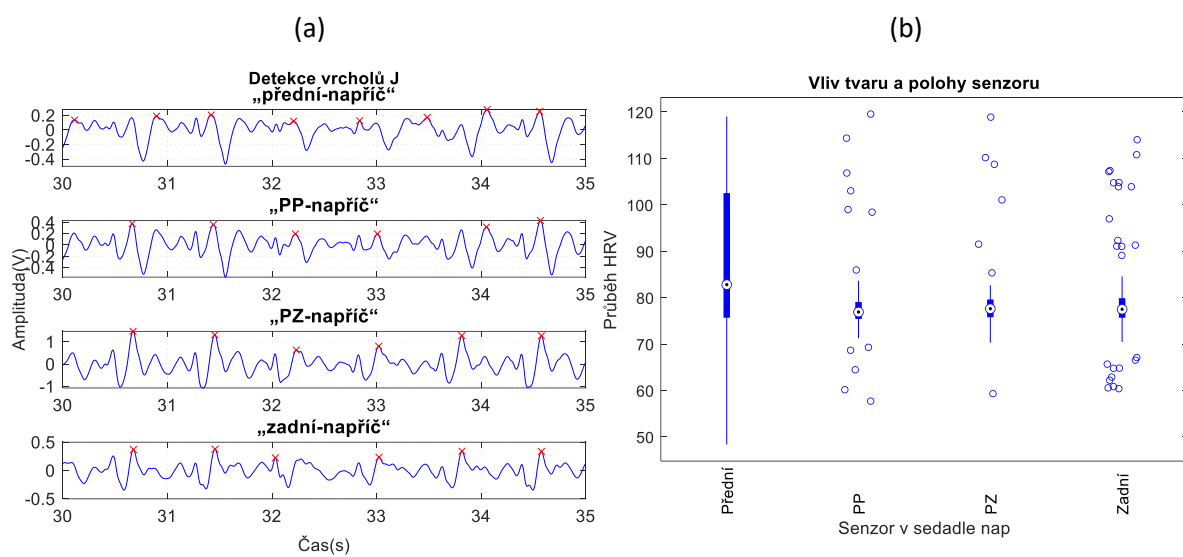
**Obr. 49** Detekce vrcholů J u spirálovitého senzoru ve hrudní části opěradla (prostřední obrázky) a sedadla (spodní obrázky) u subjektů 6 (a) a 10 (b). Ověření správnosti detekce vrcholů J z obou senzorů lze identifikovat u prvních obrázků ze svodu RA u EKG signálů.



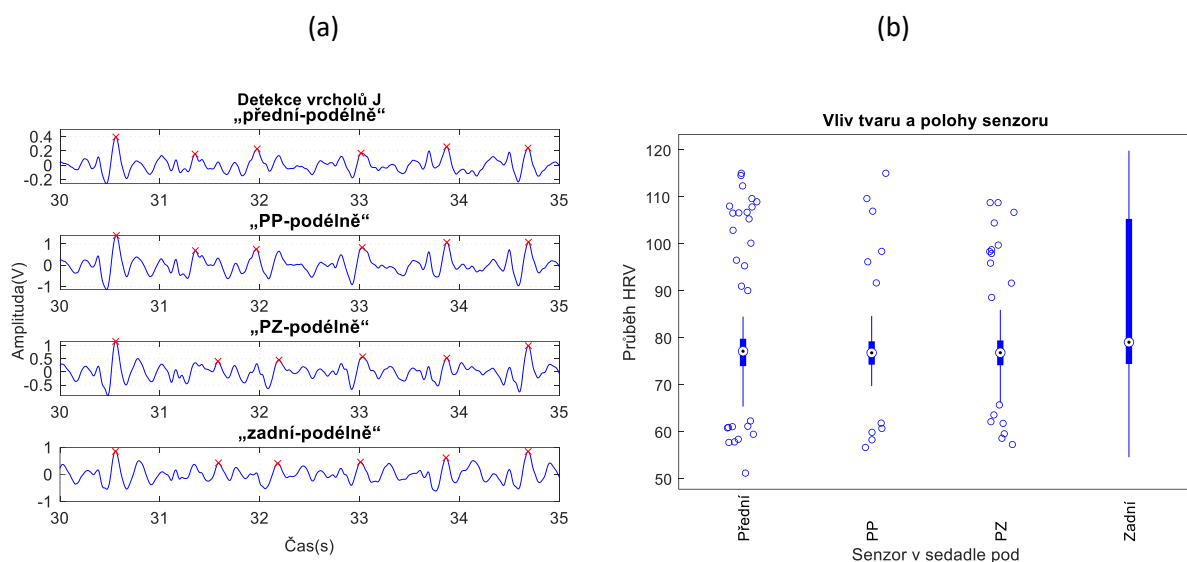
**Obr. 50** Detekce vrcholů J u podélného uspořádání senzorů v hrudní části opěradla (a) a krabicový graf rozložení dat (na ose y jsou vyneseny hodnoty zpracované HRV v závislosti na pozici senzoru (b)).



**Obr. 51** Detekce vrcholů J u příčného uspořádání senzorů v hrudní části opěradla (a) a krabicový graf rozložení dat (na ose y jsou vyneseny hodnoty zpracované HRV v závislosti na pozici senzoru (b)).



**Obr. 52** Detekce vrcholů J u příčného uspořádání senzorů v sedadle (a) a krabicový graf rozložení dat (na ose y jsou vyneseny hodnoty zpracované HRV v závislosti na pozici senzoru (b)).



Obr. 53 Detekce vrcholů J u podélného uspořádání senzorů v sedadle (a) a krabicový graf rozložení dat (na ose y jsou vyneseny hodnoty zpracované HRV v závislosti na pozici senzoru (b)).

Tab. 13 Statistické vyhodnocení pro senzor s příčným uspořádáním hadic (opěradlo autosedačky).

Poloha senzoru (uspořádání hadic)	n	TPR	FPR	FNR	Se (%)	PPV (%)	ACC (%)	F1 (%)
P	415	403	4	8	98,05	99,02	97,11	98,53
PP	415	410	0	5	98,80	100	98,80	99,40
PZ	415	408	0	7	98,31	100	98,31	99,15
Z	415	405	5	5	98,78	98,78	97,59	98,78
Celkově	1660	1626	9	25	98,49	99,45	97,95	98,97

Tab. 14 Statistické vyhodnocení pro senzor s podélným uspořádáním hadic (opěradlo autosedačky).

Poloha senzoru (uspořádání hadic)	n	TPR	FPR	FNR	Se (%)	PPV (%)	ACC (%)	F1 (%)
P	435	413	10	12	97,18	97,64	94,94	97,41
PP	435	421	2	12	97,23	99,53	96,70	98,37
PZ	435	418	0	17	96,09	100	96,09	98,01
Z	435	411	0	24	94,48	100	94,48	97,16
Celkově	1740	1663	12	65	96,25	99,29	95,55	97,74

**Tab. 15 Statistické vyhodnocení pro senzor s příčným uspořádáním hadic (sedadlo autosedačky).**

Poloha senzoru (uspořádání hadic)	n	TPR	FPR	FNR	Se (%)	PPV (%)	ACC (%)	F1 (%)
P	415	403	6	6	98, 53	98, 53	97, 11	98, 53
PP	415	407	3	5	98, 79	99, 27	98, 07	99, 03
PZ	415	400	10	5	98, 77	97, 56	96, 39	98, 16
Z	415	398	7	10	97, 55	98, 27	95, 90	97, 91
<b>Celkově</b>	<b>1660</b>	<b>1608</b>	<b>26</b>	<b>26</b>	<b>98, 41</b>	<b>98, 41</b>	<b>96, 87</b>	<b>98, 41</b>

**Tab. 16 Statistické vyhodnocení pro senzor s podélným uspořádáním hadic (sedadlo autosedačky).**

Poloha senzoru (uspořádání hadic)	n	TPR	FPR	FNR	Se (%)	PPV (%)	ACC (%)	F1 (%)
P	435	428	0	7	98, 39	100	98, 39	99, 19
PP	435	431	0	4	99, 08	100	99, 08	99, 54
PZ	435	430	2	3	99, 31	99, 54	98, 85	99, 42
Z	435	421	10	4	99, 06	97, 68	96, 78	98, 37
<b>Celkově</b>	<b>1740</b>	<b>1710</b>	<b>12</b>	<b>18</b>	<b>98, 96</b>	<b>99, 31</b>	<b>98, 28</b>	<b>99, 13</b>

Obr. 50, Obr. 51, Obr. 52 a Obr. 53 zaznamenávají detekci naměřených BKG signálů ze senzorů s příčným a podélným uspořádáním hadic (rovný tvar) s různými průměry a materiály pro sedadlo a opěradlo autosedačky. Z hlediska detekce srdečního tepu byly naměřeny BKG signály statisticky vyhodnoceny (Tab. 11, Tab. 12, Tab. 13, Tab. 14, Tab. 15 a Tab. 16). Nejlepší celkové skóre dle parametru „F1“ bylo dosaženo u senzorů se spirálovitým tvarem hadice s výsledkem 99, 03 % pro senzor integrován do sedadla autosedačky a výsledkem 99, 09 % pro senzor integrován ve hrudní části opěradla.

V případě testování příčného a podélného uspořádání senzorů bez zakřivení byly dosaženy lepší výsledky s hodnotou 99, 13 % pro senzory s podélným uspořádáním do sedadla a 98, 97 % pro senzory s příčným uspořádáním do opěradla. Pro testování pozice (polohy) hadiček byly zaznamenány lepší výsledky pro signály P, PP a PZ pro senzor integrován do sedadla autosedačky ( $F1 > 99\%$ ) a pro signály PP a PZ pro senzor ve hrudní části opěradla ( $F1 > 99\%$ ). Dle parametru TPR (správná detekce vrcholů J pro detekci HRV) bylo dosaženo nejlepších výsledků pro senzory s příčným uspořádáním v opěradle (signály PP a PZ) a senzory s podélným uspořádáním v sedadle (signály PP a PZ). Z hlediska porovnání parametrů hadice byly dosaženy optimální výsledky měření bez ohledu na průměr hadiček.

### 3.4 Testování senzorů v reálném prostředí automobilu

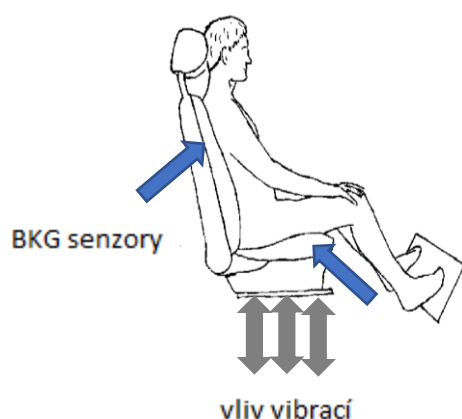
Po ověření přesnosti navržených pneumatických senzorů bylo provedeno testování v reálném prostředí automobilu při jízdě na slovenských a českých silnicích. Měření bylo provedeno u vzorky subjektů s ohledem na pohlaví nebo různých hodnot indexu tělesné hmotnosti (BMI) (Tab. 17).

**Tab. 17 Experiment v automobilu. Parametry subjektů 11-17.**

Parametr	Subjekt 11-17	SH $\pm$ SD
Věk (roky)	23-57	37, 14 $\pm$ 13, 631
Váha (kg)	54-110	77, 86 $\pm$ 20, 095
Výška (cm)	170-190	177, 57 $\pm$ 6, 852
BMI (-)	18, 04-34, 72	24, 58 $\pm$ 5, 843

**Tab. 18 Různé hodnoty BMI pro subjekty 11-17, typ pohonu.**

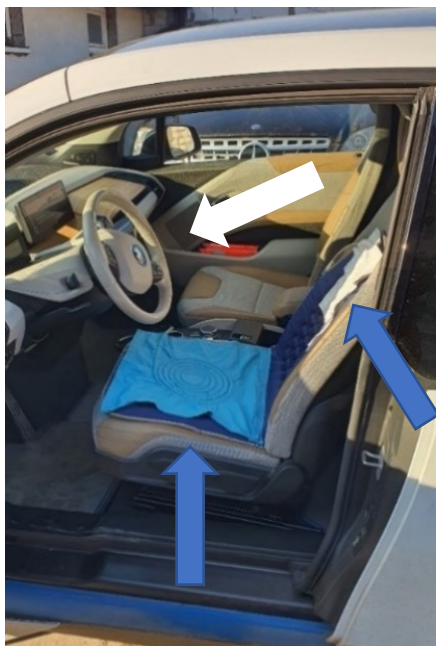
Subjekt	Pohlaví	Věk (roky)	BMI (-)	Pohon vozidla
Subjekt 11	Muž	34	Normální	Diesel, manuál
Subjekt 12	Žena	26	Nižší váha	Diesel, manuál
Subjekt 13	Muž	44	Normální	Diesel, manuál
Subjekt 14	Žena	25	Nižší váha	Diesel, automat
Subjekt 15	Muž	51	Lehká nadváha	Elektromobil
Subjekt 16	Muž	57	Střední nadváha	Diesel, manuál
Subjekt 17	Žena	23	Normální	Benzín, automat



**Obr. 54 Umístění BKG senzorů do autosedačky vozidla, vliv vibrací z karoserie během jízdy v automobilu.**

Z hlediska detekce vibrací karoserie vozidla (Obr. 54) byl také uplatněn vliv typu pohonu automobilu. Během experimentu byly k dispozici různé typy vozidel (dieslový a benzinový pohon, elektromobil). Pro testování jízdy byly navržené senzory integrovány do autopotahu pomocí všitého suchého zipu. Autopotah byl následně umístěn do autosedačky vozidla (Obr. 55 (a)).

(a)



(b)



**Obr. 55 Integrace navržených senzorů do autosedačky vozidla typu BMW i3 elektromobil (a) a Porsche Panamera 4S benzin 324 kW (b). U dieslového nebo benzinového motoru byl přidán referenční senzor pro snímání vibrací karoserie vozidla (bílá šipka). Pro experiment byly využity spirálovité pneumatické senzory umístěny ve hrudní části opěradla a sedadla (modré šipky).**

Data byly naměřeny a ukládány s využitím ntb DELL Inspiron 7577 v prostředí LabVIEW 2020 (Obr. 27). Následné zpracování signálů bylo provedeno v Matlabu.



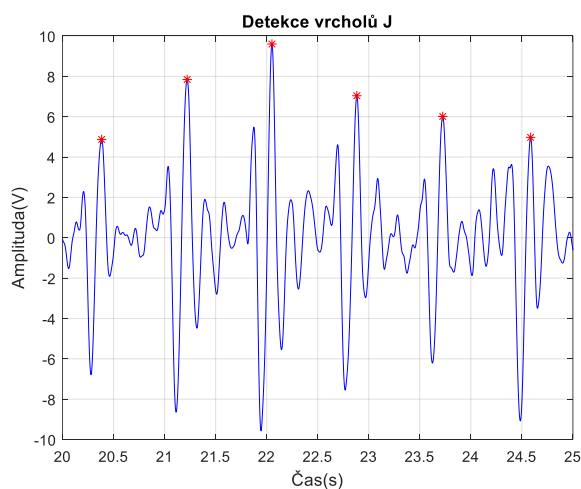
Testování BKG senzorů bylo provedeno za různých podmínek jízdy automobilu, jako jsou počáteční stav automobilu (zapnutí motoru, rozbíhání), změna rychlosti, brždění, konstantní rychlost nebo zastavení vozidla. V cestovním protokolu byly také zohledněny typy silnic. Měření bylo realizováno na rychlostních silnicích R, silnicích I. třídy a II. třídy. Cestovní protokol je vypracován do Tab. 19.

**Tab. 19 Cestovní protokol.**

Cestovní okruh	Ostrava okolí (ČR)	Myjava–Jablonka (SR)	Myjava–okolí (SR)	Myjava–Vankovia (SR)	Senica–Piešťany (SR)
Uražené km	10 km	11 km	5 km	13 km	51 km
Délka jízdy	12 min	13 min	9 min	12 min	52 min
Typ vozidla Převodovka	Škoda Octavia I. gen TDI 66 kW Manuál	Audi A5 Diesel 140 kW Automat	Porsche Panamera 4 S benzín 294 kW Automat	BMW i3 elektromobil; Mercedes- Benz E250 Diesel 83 kW Manuál	Audi A5 benzín 195 kW Manuál
Enviromentální podmínky	Suché cesty	Suché cesty	Sníh a déšť	Suché cesty	Sníh a déšť
Typy silnic	R, I. třídy	I. třídy, II. třídy	I. třídy, II. třídy	II. třídy	I. třídy, II. třídy

### 3.4.1 Zpracování naměřených BKG signálů v automobilním zařízení, detekce HRV

V případě spalovacího motorového vozidla poháněného benzínem nebo dieslem byl ke snímání vitálních funkcí řidiče přidán další referenční senzor pro detekci vibrací karoserie vozidla, který byl umístěn na podlaze v místě sedadla spolujezdce. Bez dalšího zpracování signálu byl BKG signál registrován za podmínky stojícího vozidla při vypnutém motoru (Obr. 56).



**Obr. 56 Detekce J vrcholů BKG signálu za předpokladu stojícího vozidla při vypnutém motoru.**

```

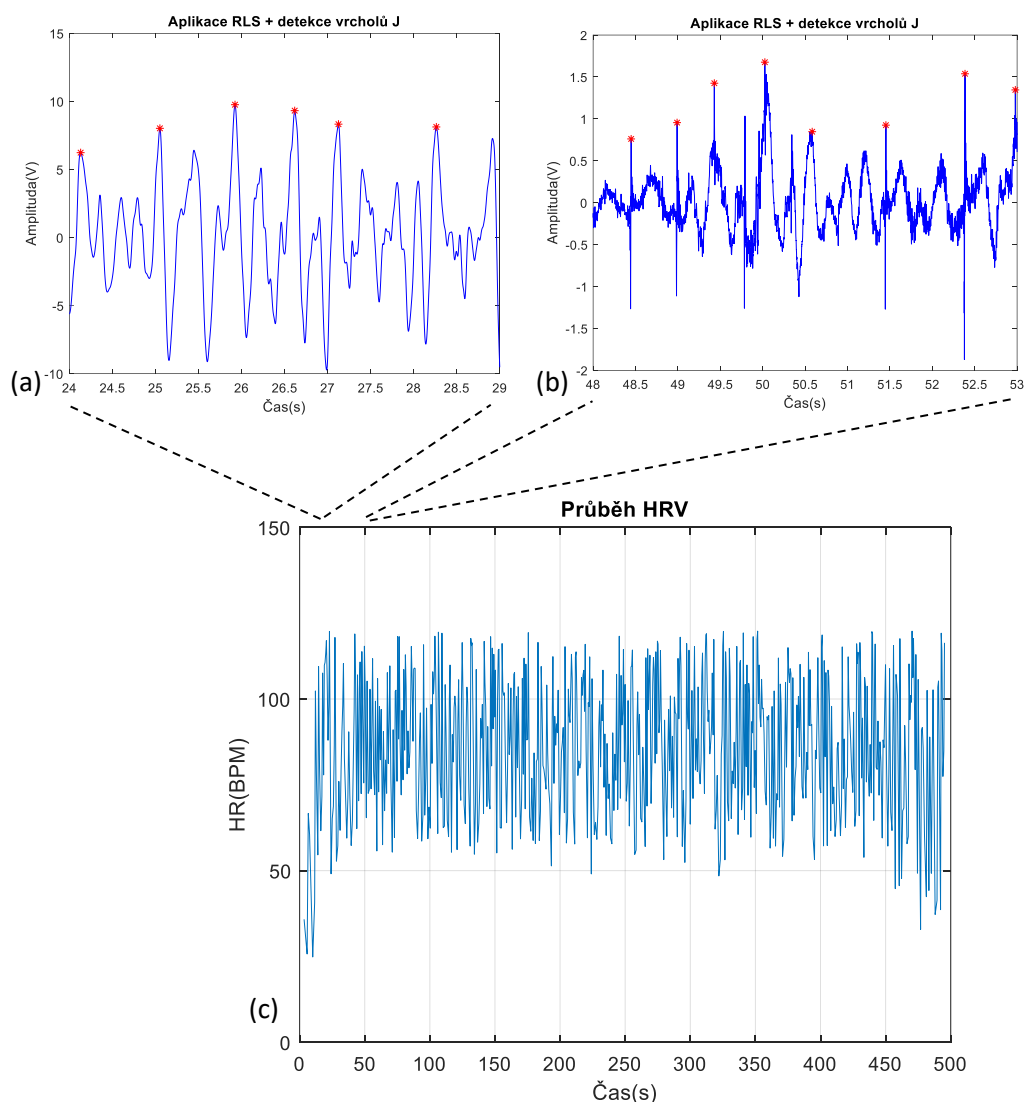
% Adaptivní filtrace RLS
function [w,y] = RLS(zasumenysignal,merenysignal,a,e,N)
s=size(zasumenysignal); if s(1)>s(2), zasumenysignal=zasumenysignal.'; end
s=size(merenysignal); if s(1)>s(2), merenysignal=merenysignal.'; end
w=zeros(N,1);
uLen = length(zasumenysignal);
P = (1/e)*eye(N);
y = zeros(1,uLen);
ui = zeros(1,N);
% Filtrace BKG signálu
for i=1:uLen
    ui = [ zasumenysignal(i),ui(1:N-1) ];
    y(i) = ui*w;
    gamma = 1/(1+(1/a)*ui*P*ui');
    g = (1/a)*P*ui'*gamma;
    w = w + g*(merenysignal(i)-y(i));
    P = (P/a) - (g*g')/gamma;
end

```

**Obr. 57 Ukázka kódu v Matlabu pro RLS algoritmus. N = délka filtru, a = „forgetting factor“, e = „regularization factor“.**

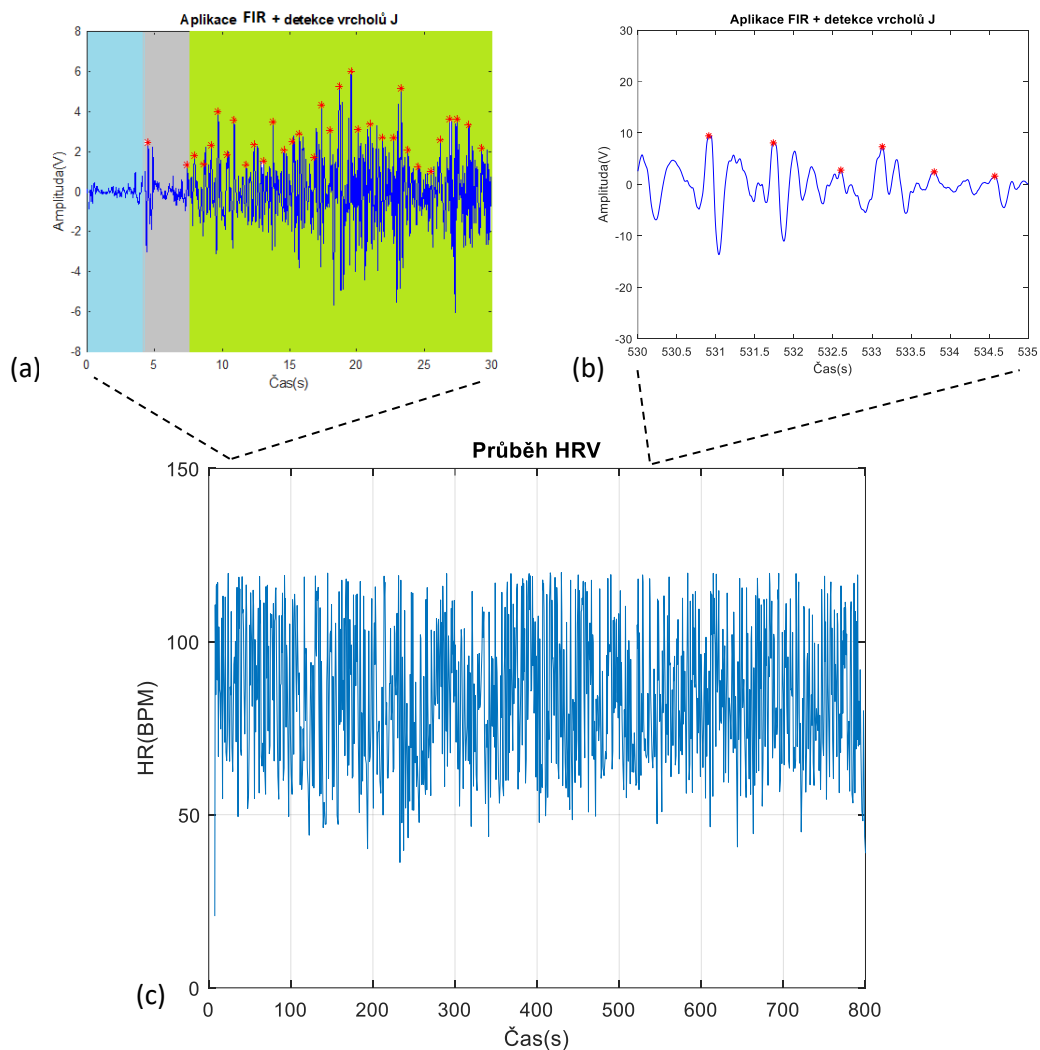
Naměřené BKG signály byly zpracovány pomocí adaptivní filtrace s využitím RLS algoritmu (Obr. 57). Jako vstupní parametry byly definovány: signál ze senzoru „merenysignal“, který obsahoval zašuměný měřený BKG signál a šumový signál „zasumenysignal“ z referenčního senzoru na podlaze spolujezdce, který detekoval vibrace karoserie vozidla, dále byla stanovená délka filtru „N“ 30. Pro vyšší hodnoty „N“ bylo zjištěno skreslení výsledného BKG signálu. Pro parametry „a, e“ byly nastaveny hodnoty 1. Tyto parametry udávají adaptaci filtru dle měřeného signálu. Následně byl pak výslední signál „y“ odečten od naměřeného BKG signálu „merenysignal“ ze senzorů ve hrudní části opěradla a sedadla. Chybovost výsledného signálu po filtraci určuje parametr „w“.

Na Obr. 58 lze pozorovat změny BKG signálu naměřeného ze senzoru umístěného v sedadle během 9tminutové jízdy u subjektu 17 (žena, 23 let, normální BMI). Experiment byl realizován na silnicích I. a II. třídy při slabém provozu s využitím vozidla typu Porsche Panamera 4 S benzín 294 kW s automatickou převodovkou. Měření bylo provedeno v podvečerních hodinách během lehkého sněžení a deště. Dle Obr. 58 (c) byla kalkulována průměrná tepová frekvence subjektu 83 úderů za minutu. Obr. 58 (a) reprezentuje detekci vrcholů J v pětisekundovém časovém intervalu po 24. sekundě jízdy při konstantní rychlosti vozidla 30 km/hod (následně po rozběhu automobilu). BKG signál byl naměřen ze senzoru ze sedadla. Na Obr. 58 (b) je zobrazen měřený BKG signál ze senzoru ve hrudní části opěradla po 48. sekundě jízdy při vyšší konstantní rychlosti motorového vozidla 50 km/hod.



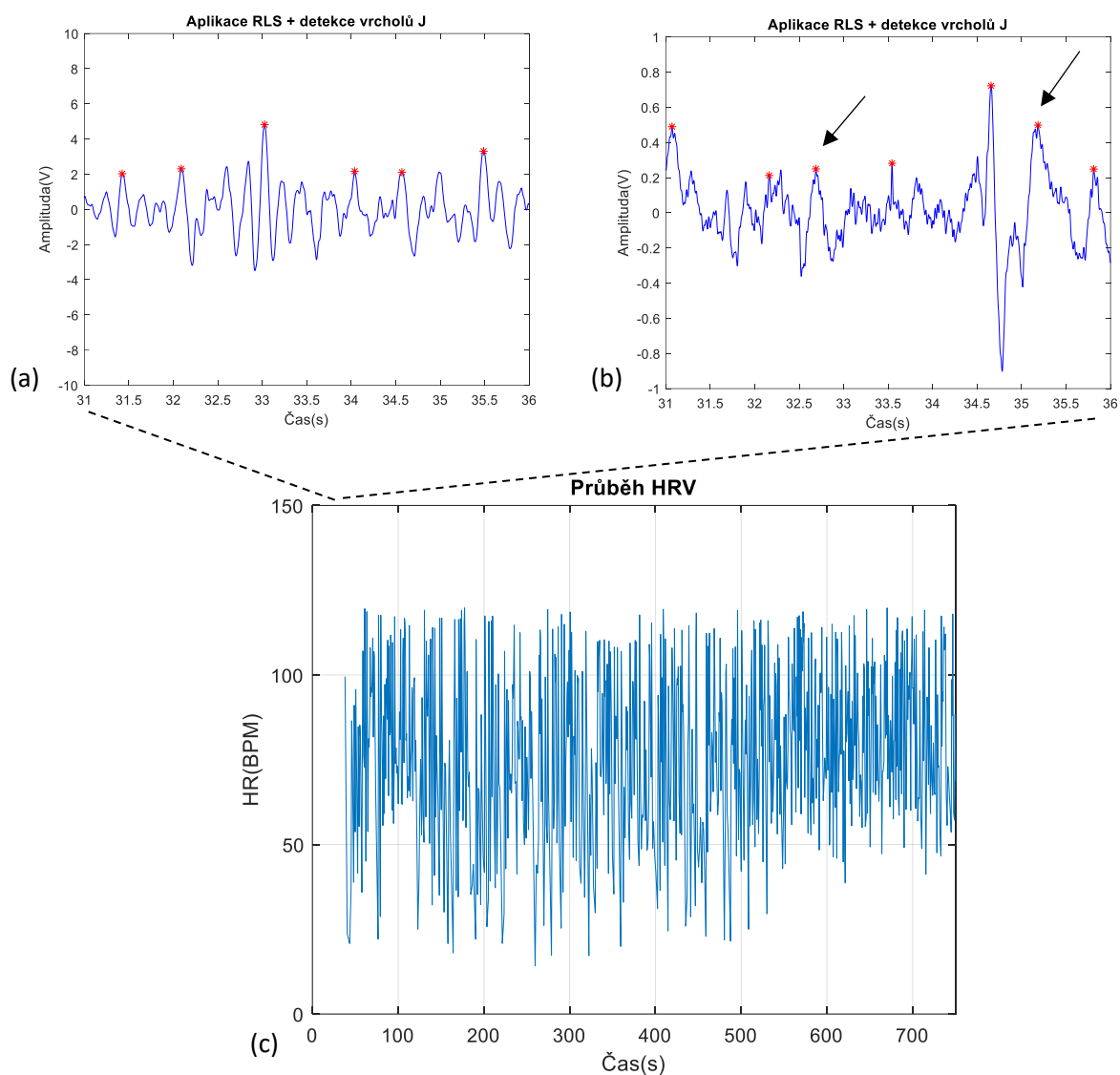
**Obr. 58 (c) Ukázka průměrné tepové frekvence subjektu 17. (a) Detekce vrcholů J u naměřeného BKG signálu ze senzoru ze sedadla (konstantní rychlost 30 km/hod). (b) Detekce vrcholů J u naměřeného BKG signálu ze senzoru z opěradla (konstantní rychlost 50 km/hod).**

Pro následující scénář jízdy byly navržené senzory v opěradle a sedadle testovány u vozidla BMW i3-elektromobil (Obr. 59 (a)). BKG signály byly měřeny u subjektu 15 (muž, 51 let, vyšší BMI) během 12minutové jízdy na suchých silnicích II. třídy v odpoledních hodinách. Naměřené BKG signály byly zpracovány pomocí FIR filtrace s řádem 100. Byla vypočtena průměrná tepová frekvence subjektu 80 úderů za minutu (Obr. 59 (c)). Na Obr. 59 (a) lze pozorovat změny naměřeného BKG signálu ze senzoru ze sedadla při zapnutí elektromotoru u stojícího vozidla (modré pásmo), kdy nebylo možné detekovat BKG signál. Amplituda měřeného signálu dosahuje nízkých hodnot. Dále lze z grafu identifikovat změny při rozjíždění elektromobilu (šedé pásmo) a postupném zrychlování z 50 km/hod na 90 km/hod (zelené pásmo), kdy amplituda signálu dosahuje nárůst hodnot. V tomto případě byl senzor schopen detekovat BKG signál. Obr. 59 (b) představuje naměřený BKG signál ze senzoru umístěném ve hrudní části opěradla při brždění elektromobilu (zpomalení z 80 km/hod na 20 km/hod). Následovalo otočení vozidla na křižovatce.



**Obr. 59 (c) Ukázka průměrné tepové frekvence subjektu 15. (a) Detekce vrcholů J u naměřeného BKG signálu ze senzoru ze sedadla (změna rychlosti-postupné zrychlování elektromobilu z 50 km/hod na 90 km/hod). (b) Detekce vrcholů J u naměřeného BKG signálu ze senzoru z opěradla (brždění, zpomalování elektromobilu z 80 km/hod na 20 km/hod).**

Testování obou BKG senzorů v automobilu typu Audi A5 Diesel 140 kW s automatickou převodovkou na suchých silnicích I. a II. třídy při silném provozu bylo realizováno u měření subjektu 14 (žena, 25 let, nižší BMI). Experiment byl proveden během 13timinutové jízdy (v rámci obce, mimo obec) v dopoledních hodinách. Kalkulována průměrná tepová frekvence subjektu byla 65 úderů za minutu (Obr. 60 (c)). Zajímavý úsek lze pozorovat po 31. sekundě jízdy v automobilu (Obr. 60 (a), (b)). Tento časový interval byl pořízen z obou senzorů během jízdy při vyjíždění z parkoviště. U Obr. 60 (b) lze poznamenat útlum amplitudy u měřeného BKG signálu. V tomto případě bylo u senzoru ve hrudní části opěradla obtížněji detekovat BKG signál (Obr. 60 (b) - černé šipky ukazují selhání detektoru), zatímco senzor umístěn v sedadle autosedačky poskytl optimální výsledky (Obr. 60 (a)).



**Obr. 60 (c) Ukázka průměrné tepové frekvence subjektu 14. Detekce vrcholů J u naměřeného BKG signálu ze senzoru ze sedadla (a) a opěradla (b) po 31. sekundě jízdy při vyjíždění z parkoviště s rychlostí 20 km/hod.**

## 4 Diskuze dosažených výsledků

Výstupem diplomové práce je pneumatický senzor pro monitorování vitálních funkcí řidiče v automobilním zařízení. Pro experimentální měření byly vyhotoveny snímače ve tvaru spirály pro integraci ve hrudní části opěradla a sedadla autosedačky. Dle laboratorních podmínek byla stanovena přesnost metody měření pro navržené senzory dle referenčního měření tří svodového EKG. Naměřené EKG a BKG signály byly zpracovány pomocí FIR filtrů (pásmová propust, řád 100) a vlnkové transformace (DTWT). Pro detekci průměrné tepové frekvence subjektu byl implementován algoritmus využívající derivaci signálu a vestavěná funkce „findpeaks“. Při zpracování naměřených BKG signálů byla extrahována respirační aktivita subjektu (modulace BKG signálu). Zpracování dat také odhalilo časové zpoždění BKG signálu v závislosti na referenci, které činí přibližně 275 ms. Zpracované BKG signály byly statisticky vyhodnoceny dle B-A, který srovnával metodu měření pomocí BKG senzorů s metodou měření referenčního EKG. Přesnost navržených senzorů byla stanovena dle kalkulace parametrů pro ACC, Se, PPV a F1. Byla zjištěna silná korelace ( $p < 0,0001$ ) u měření subjektů 1, 2, 6, 7 a 9 (měření vitálních funkcí řidiče za klidových podmínek). Dle parametru „F1“ bylo dosaženo vysoké přesnosti ( $>99\%$ ) u měření subjektů 1 a 5-9 (pro senzor umístěn do sedadla autosedačky). Nejvyšší celková přesnost pro senzory v sedadle byla detekována u měření subjektů 5-9 s  $F1 > 99\%$ . Nejpresnější detekce vrcholů J dle parametru „TPR“ byla pozorována u měření subjektů 7 (99, 53 %) a 9 (99, 75 %) pro senzor v sedadle. Pro senzory ve hrudní části opěradla byly senzory nepřesnější u měření subjektů 1 a 5-9 s hodnotou  $>99\%$ . Dle parametru „TPR“ byla zjištěna nejlepší detekce vrcholů J u měření subjektů 8 (99, 73 %) a 9 (99, 62 %) pro senzor ve hrudní části opěradla. Naopak, „méně“ přesné výsledky byly dosaženy u měření subjektu 10 ( $F1 = 97, 89$ ) ze senzoru ve hrudní části opěradla i sedadla ( $F1 = 97, 74\%$ ). Celkové skóre „F1“ pro senzory v sedadle bylo 99, 03 %, pro senzory v opěradle 99, 09 % (Tab. 20). Vyhodnocení dle B-A stanovuje optimální výsledky u měření 2-6 a 8-10 při detekci nulového posunu průměrů vůči nule. Z hlediska detekce HRV, variabilita srdečního tepu nejlépe odpovídá referenci u měření 3, 4, 5 a 6.

**Tab. 20 Celková přesnost metody měření BKG pro automobilní aplikaci (subjekt 1-10). Senzor 1 integrován v hrudní části opěradla (v tvare spirály), senzor 2 (v tvare spirály) integrován do sedadla autosedačky.**

Metoda měření BKG	n (-)	TPR (%)	FPR (%)	FNR (%)	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
Senzor 1	16547	98, 19	0, 006	0, 012	98.83	99.35	98.20	99, 09
Senzor 2	16547	98, 06	0, 007	0, 012	98, 84	99, 24	97, 10	99, 03

Součástí experimentální části práce bylo testování různých parametrů senzorů, jako jsou materiál a průměr hadic, tvar, zapouzdření, poloha senzoru. V souvislosti bylo navrženo tří typů senzorů pro integraci do opěradla a sedadla autosedačky (senzor se spirálovitým tvarem, s příčným a podélným uspořádáním hadic s rovným tvarem). Pomocí senzorů byly snímány BKG signály ze čtyř vstupů (P, PP, PZ a Z). U senzorů s příčným a podélným uspořádáním hadic byly realizovány měření za klidových podmínek, kdy byla snímána fyziologická aktivita subjektu ve vzpřímené poloze, u dalšího měření byla

zaznamenávána biologická aktivita subjektu v opřené poloze. Dle zpracovaných signálů byl zjištěn útlum amplitudy směrem od těžiště v opřené poloze subjektu, který působí na senzory rozdílnou tíhou. Ve vzpřímené poloze dochází k rovnoměrnému zatížení obou senzorů subjektem. U obou měření byly integrovány 4 typy hadic s ohledem na různé průměry a materiál, kdy nebyl zaznamenán výraznější vliv na průběh měření. Z hlediska srovnání detekce naměřených BKG signálů u obou senzorů v opěradle a sedadle, lepší výsledky poskytuje spirálovitý senzor integrován do sedadla s detekcí BKG signálů s výraznějšími komplexy IJK. Příčinu lze hledat v nedokonalém zatížení plochy senzoru ve hrudní části opěradla autosedačky. Řešením může být vhodné umístění senzoru. Optimálních výsledků bylo dosaženo u spirálovitých senzorů v sedadle i opěradle, kdy dochází k zabránění největší plochy senzoru s rovnoměrným zatížením subjektu.

Při testování senzorů byly zohledněny další faktory (pohlaví, věku nebo BMI hodnoty subjektu). Pro experimentální měření nebyly zjištěny změny detekce BKG signálů vlivem různých hodnot indexu tělesné hmotnosti subjektu nebo pohlaví. Dobré výsledky z hlediska detekce HRV byly naměřeny u subjektu 6 (žena, 43 let, normální BMI) nebo subjektu 10 (muž, 31 let, vyšší BMI).

Nejlepší skóre dle parametru „F1“ bylo dosaženo u senzorů v tvare spirály pro integraci do sedadla autosedačky s hodnotou 99, 03 % a opěradla s hodnotou 99, 09 %. Srovnání navržených senzorů s příčným a podélným uspořádáním pro integraci do sedadla a opěradla byly dosaženy lepší výsledky pro senzory s příčným uspořádáním umístěny do opěradla s celkovou přesností 98, 97 % a s podélným uspořádáním do sedadla s celkovou přesností 99, 13 %. Z hlediska testování pozice (polohy) senzoru vůči měřenému subjektu byly zaznamenány lepší výsledky pro signály P, PP a PZ pro senzory integrovány do sedadla ( $F1 > 99\%$ ) a pro signály PP a PZ pro senzory integrovány do opěradla ( $F1 > 99\%$ ). Nejlepší shody správné detekce vrcholů J bylo dosaženo u senzorů s příčným uspořádáním ve hrudní části opěradla (pro signály PP byla hodnota „TPR“ 99, 75 % a PZ 98, 31 %) a senzorů s podélným uspořádáním v sedadle (pro signály PP byla hodnota „TPR“ 99, 08 % a PZ 98, 85 %).

**Tab. 21 Testování vlivu tvaru a polohy senzoru. Pozice 1 = příčné uspořádání, rovný tvar (pro opěradlo), pozice 2 = podélné uspořádání, rovný tvar (pro opěradlo), pozice 3 = příčné uspořádání, rovný tvar (pro sedadlo) a pozice 4 = podélné uspořádání, rovný tvar (pro sedadlo).**

Metoda měření BKG	n (-)	TPR (%)	FPR (%)	FNR (%)	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
<b>Pozice 1</b>	1660	97, 95	0, 005	0, 015	98, 49	99, 45	97, 95	98, 97
<b>Pozice 2</b>	1740	95, 57	0, 007	0, 041	96, 25	99, 29	95, 55	97, 74
<b>Pozice 3</b>	1660	96, 87	0, 016	0, 016	98, 41	98, 41	96, 87	98, 41
<b>Pozice 4</b>	1740	98, 28	0, 007	0, 010	98, 96	99, 31	98, 28	99, 13

Dále byly navrženy senzory testovány z hlediska vlivu jízdy v automobilním zařízení nebo způsobu zpracování naměřených signálů. Pro tuto část byly navrženy experimentální měření v reálném prostředí automobilu s využitím různých typů vozidel. Senzory byly integrovány pomocí suchého zipu do autopotahu autosedačky ve hrudní části opěradla a sedadla. Měření bylo realizováno u subjektů 11-17 s ohledem na různé hodnoty BMI, věk nebo pohlaví. U vozidel s benzinovým nebo dieslovým pohonem byl pro měření v automobilu přidán referenční senzor pro detekci vibrací karoserie vozidla. Referenční senzor byl umístěn na podlahu spolujezdce. Naměřeny BKG signály z obou spirálovitých senzorů byly zpracovány. Pro zpracování byly využity digitální FIR filtry a adaptivní filtrace RLS.

Bez dalšího zpracování byla registrace BKG signálů možná pouze za podmínky stojícího vozidla při vypnutém motoru. Naměřeny signály v elektromobilu BMW i3 byly zpracovány pomocí FIR filtrace s řádem 100, kdy bylo dosaženo pozitivních výsledků. V tomto případě byla detekována průměrná tepová frekvence subjektu 15 (muž, 51 let, vyšší BMI) 80 úderů za minutu. V případě podmínky stojícího elektromobilu při zapnutém motoru nebyla možná detekce BKG signálu (amplituda BKG signálu dosahovala velmi nízkých hodnot). Nárůst hodnot amplitudy měřeného BKG signálu bylo pozorováno při postupném zrychlování elektromobilu z 50 km/hod na 90 km/hod. V tomto případě byly BKG senzory v sedadle elektromobilu schopny detekovat BKG signály. Senzor ve hrudní části opěradla poskytl optimální výsledky při brždění elektromobilu (zpomalení z 80 km/hod na 20 km/hod). Pro všechny experimenty v automobilu byl vypracován cestovní protokol, kde jsou uvedeny parametry vozidla, typu vozovky, enviromentální podmínky a uražená trasa. Pro další scénář jízdy byly naměřeny BKG signály ze senzorů v opěradle a sedadle autosedačky u vozidla typu Porsche Panamera 4 S benzín 294 kW s automatickou převodovkou při slabém provozu na silnicích I. a II. třídy. Experiment byl realizován v podvečerních hodinách během lehkého sněžení a deště. BKG signály byly naměřeny u subjektu 17 (žena, 23 let, normální BMI). Filtrování BKG signálů bylo provedeno s využitím RLS algoritmu, kdy byl zpracován šumový signál s detekcí vibrací vozidla z referenčního senzoru a naměřený BKG signál z opěradla a sedadla. Byla kalkulována průměrná tepová frekvence 83 tepů za minutu. Optimálních výsledků z hlediska detekce BKG signálu ze senzoru v sedadle autosedačky bylo dosaženo po 24. sekundě jízdy při konstantní rychlosti 30 km/hod, které následovalo po rozběhnutí automobilu. Pro monitorování BKG signálů ze senzoru ve hrudní části opěradla byly zjištěny optimální výsledky po 48. sekundě jízdy při vyšší konstantní rychlosti 50 km/hod (v obci). Při dalším měření byly testovány BKG senzory u vozidla typu Audi A5 Diesel 140 kW s automatickou převodovkou na suchých silnicích I. a II. třídy při silném provozu v dopoledních hodinách. Vypočítaná průměrná tepová frekvence subjektu 14 (žena, 25 let, nižší BMI) během 13minutové jízdy v obci i mimo obec byla 65 tepů za minutu. Zajímavý úsek byl pozorován po 31. sekundě jízdy při vyjíždění z parkoviště. Pětisekundový časový interval reprezentuje detekci BKG signálů pořízených ze senzorů ve hrudní části opěradla i sedadla. BKG signál ze senzoru ve hrudní části opěradla autosedačky bylo obtížněji detekovat. Senzor integrován do sedadla autosedačky poskytl optimální výsledky.



## 5 Závěr

Tato diplomová práce byla věnována problematice monitorování vitálních funkcí v automobilních zařízeních. Úvodní kapitola byla zpracována formou rešerše, která reflektuje aktuální trend v monitorování životně důležitých parametrů v prostředí automobilu. Problematika se zabývá dostupnými monitorovacími metodami pro neinvazivní bezkontaktní monitorování fyziologické aktivity řidiče. Dále shrnuje možnosti zpracování naměřených signálů a statistického zhodnocení.

Výstupem experimentální části práce je bezkontaktní pneumatický senzor pro neinvazivní snímání vitálních funkcí řidiče v reálném prostředí automobilu. Součástí praktické části byl návrh a implementace experimentálních měření pro stanovení přesnosti navržených senzorů v automobilu. Byly sestaveny laboratorní měření pro testování navržených senzorů v ideálních podmínkách s využitím referenčního tří svodového EKG. Pro zpracování naměřených BKG signálů byly aplikovány FIR filtry s řádem 100 (pásmová propust), které poskytli dobré výsledky při zachování užitečné složky signálu. Filtrované data byly dále zpracovány pro detekci průměrné tepové frekvence subjektu s využitím detektoru na bázi derivace signálu. Z takto zpracovaných signálů bylo možné detekovat respirační aktivitu, která je dána modulací BKG signálu. Zpracovány BKG signály byly statisticky vyhodnoceny. Bylo zjištěno časové zpoždění BKG signálu vůči referenci ( $\Delta t = 275$  ms). Statisticky významný korelační koeficient vykazoval lepší korelaci ( $p < 0,0001$ ) u měření 1, 2, 6, 7 a 9. Přesnost navržených senzorů pro měření vitálních funkcí byla stanovena dle kalkulace statistických parametrů ACC, PPV, Se a F1, kdy hodnoty všech parametrů dosahovali hodnot  $>95$  %. Pro navržené senzory umístěny do sedadla (autosedačky) bylo dosaženo vysoké přesnosti zejména u měření 1, 5-9 (srovnání odchylky zpracovaného BKG signálu vůči referenci). Nejvyšší celková přesnost pro detekci průměrné tepové frekvence byla zaznamenána u měření 5-9, kdy  $F1 > 99$  %. Nejlepší výsledky pro detekci vrcholů J byly dosaženy u měření 7 (99, 53 %) a 9 (99, 75 %) dle stanovení parametru „TPR“. Nejvyšší celková přesnost navržených senzorů pro měření BKG signálů z hrudní části opěradla byla dosažena u měření 1 a 5-9, kde  $F1 > 99$  %. Dle kalkulace parametru „TPR“ bylo dosaženo nejlepších výsledků pro měření subjektů 8 (99, 73 %) a 9 (99, 62 %). Celková přesnost metody BKG pro senzory integrované do sedadla autosedačky byla  $F1 = 99,03$  %, pro senzory integrované ve hrudní části opěradla byla stanovená přesnost  $F1 = 99,09$  % (pro subjekty 1-10). Grafické vyjádření Bland-Altmana prokázalo uspokojivých výsledků pro měření 2-6 a 8-10. Průběh HRV nejlépe kopíruje referenční EKG u měření 3, 4, 5 a 6.

Pro experimentální měření byl uplatněn vliv pohlaví, věku nebo BMI hodnoty subjektu, kdy nebyly zjištěny změny detekce BKG signálů. Optimální výsledky z hlediska detekce HRV poskytli měření u subjektu 6 (žena, 43 let, normální BMI) nebo subjektu 10 (muž, 31 let, vyšší BMI).

Součástí experimentální části bylo testování průměru, velikosti, materiálu a umístění navržených senzorů. Pro testování byly vyhotoveny tři typy snímačů (s podélným a příčným uspořádáním hadic s rovným tvarem, senzor v tvare spirály). U senzorů s příčným a podélným uspořádáním byly naměřeny 4 BKG signály (P, PP, PZ a Z) za klidových podmínek ve vzpřímené a opřené poloze subjektu. Z výsledků lze pozorovat útlum amplitudy směrem od těžiště u měření subjektu v opřené poloze, kdy na oba senzory působí rozdílnou váhou, zatímco ve vzpřímené poloze subjekt působí rovnoměrně stejnou váhou na oba senzory. Pro obě měření byly integrovány 4 typy hadic s různým průměrem a použitým materiálem. V tomto případě nebyl zaznamenán výraznější vliv na průběh samotného měření. Výborné výsledky (dle detekce BKG signálů s výraznějšími komplexy IJK) byly prezentovány u spirálovitých

senzorů v sedadle, kdy dochází k zabránění největší plochy snímače s rovnoměrným zatížením tíhy subjektu. Při detekci BKG signálů pro spirálovité senzory umístěny ve hrudní části opěradla byly dosaženy poněkud horší výsledky. Příčinou mohlo být nedokonalé zatížení plochy senzoru, které lze řešit vhodným umístěním senzoru. Statistické zhodnocení prokázalo nejlepší celkovou přesnost pro senzory se spirálovitým tvarem s umístěním v sedadle autosedačky ( $F1 = 99,03\%$ ) a pro spirálovité senzory s umístěním ve hrudní části opěradla s celkovou přesností  $F1 = 99,09\%$ . Stanovená přesnost pro senzory s příčným uspořádáním s rovným tvarem (pro senzory v opěradle) byla  $98,97\%$  a podélným uspořádáním s rovným tvarem (pro senzory v sedadle) byla celková přesnost  $99,13\%$ . Z hlediska testování pozice senzoru vůči měřenému subjektu byly zaznamenány lepší výsledky pro signály P, PP a PZ s přesností  $F1 > 99\%$  (pro senzory v sedadle) a pro signály PP a PZ s přesností  $F1 > 99\%$  (pro senzory v opěradle). Nejpresnější detekce vrcholů J byla dosažena u senzorů s příčným uspořádáním ve hrudní části opěradla (pro signály PP byla hodnota „TPR“  $99,75\%$  a pro signály PZ  $98,31\%$ ) a senzorů s podélným uspořádáním v sedadle (pro signály PP byla hodnota „TPR“  $99,08\%$  a pro signály PZ byla detekována shoda  $98,85\%$ ).

Experimentální část byla také věnována testování navržených senzorů při různých podmínkách jízdy v automobilu. Dále byly testovány metody pro zpracování naměřených signálů. Pro testování vlivu jízdy byly realizovány experimentální měření v reálném prostředí automobilu s využitím různých typů vozidel. Navržené BKG senzory ve tvaru spirály byly integrovány pomocí suchého zipu do autopotahu autosedačky ve hrudní části opěradla a sedadla. Pro měření u vozidel s benzinovým nebo dieslovým pohonem byl přidán referenční senzor pro detekci vibrací karoserie vozidla, který byl umístěn na podlaze v místě spolujezdce. Pro filtrování naměřených BKG signálů z obou senzorů byly aplikovány digitální FIR filtry a adaptivní filtrace RLS. Bez dalšího zpracování byla detekce BKG signálů z obou spirálovitých senzorů možná pouze za podmínky stojícího auta při vypnutém motoru. Pro testování senzorů v elektromobilu BMW i3 byly dosaženy optimální výsledky pro senzor ve hrudní části opěradla v případě postupného zrychlování elektromobilu z  $50\text{ km/hod}$  na  $90\text{ km/hod}$ , kdy byly detekovány BKG signály (byl pozorován nárůst hodnot amplitudy BKG signálů). Pro filtraci BKG signálů byly aplikovány FIR filtry. Byla naměřena průměrná tepová frekvence subjektu 15 (muž, 51 let, vyšší BMI)  $80\text{ tepů za minutu}$ . Optimální výsledky pro BKG senzory umístěny ve hrudní části elektromobilu byly dosaženy při zpomalení z  $80\text{ km/hod}$  na  $20\text{ km/hod}$ . Naopak, v případě podmínky stojícího elektromobilu při zapnutém motoru nebylo možné detekovat BKG signál, kdy amplituda měřeného signálu dosahovala velmi nízkých hodnot. Pro experimentální měření u subjektů 11-17 byl vypracován cestovní protokol s informací o parametrech vozidla, typu vozovky, enviromentálních podmínkách nebo uražené trase. V dalším měření byly testovány navržené senzory u vozidla typu Porsche Panamera 4 S benzin  $294\text{ kW}$  s automatickou převodovkou při slabém provozu na silnicích I. a II. třídy. Experiment byl realizován za lehkého sněžení a deště v podvečerních hodinách. Monitorování BKG signálů bylo provedeno u subjektu 17 (žena, 23 let, normální BMI). V tomto případě byly naměřeny 3 signály (BKG signály ze senzorů ve hrudní části opěradla a sedadla a referenční senzor pro detekci vibrací motoru), které byly filtrovány s využitím RLS algoritmu. Průměrná tepová frekvence subjektu byla  $83\text{ tepů za minutu}$ . BKG signál byl detekován při konstantní rychlosti  $30\text{ km/hod}$  (následovalo po rozběhnutí) ze senzoru v sedadle. Optimální výsledky byly dosaženy ze senzoru ve hrudní části opěradla při vyšší konstantní rychlosti  $50\text{ km/hod}$ . U dalších měření byly testovány BKG senzory u vozidla typu Audi A5 Diesel  $140\text{ kW}$  s automatickou převodovkou na suchých silnicích I. a II. třídy při silném provozu v dopoledních hodinách. Vypočítaná průměrná tepová frekvence subjektu 14 (žena, 25 let, nižší BMI)

během 13tíminutové jízdy v obci i mimo obec byla 65 tepů za minutu. Zajímavý úsek byl pozorován při vyjíždění z parkoviště, kdy byl schopen senzor v sedadle detekovat BKG signál. Pro senzor ve hrudní části opěradla bylo obtížněji detekovat kardiorespirační aktivitu. Výhodou navržených senzorů pro automobilní aplikace jsou nízké pořizovací náklady a jednoduchost implementace. Kompletní program pro zpracování dat je vypracován v Matlabu.

V souvislosti s hodnocením z pohledu dalšího vývoje lze práci rozšířit o další zpracování při různých situacích během jízdy v automobilním zařízení, kdy může dojít k náhlé změně zdravotného stavu řidiče. Dále lze práci rozšířit o návrh systému pro detekci kritických stavů řidiče při prevenci nehodovosti na silnicích.

## Literatura

- [1] LEONHARDT, Steffen, Lennart LEICHT a Daniel TEICHMANN. Unobtrusive Vital Sign Monitoring in Automotive Environments—A Review. *Sensors* [online]. 2018, **18**(9). DOI: 10.3390/s18093080. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1424-8220/18/9/3080>.
- [2] HU, Shan, Ryan BOWLDS a Xun YU. Non-Intrusive ECG Measurement on Vehicle Steering Wheel and Driver Seat. *Journal of Medical Devices* [online]. 2008, **2**(2). DOI: 10.1115/1.2936201. ISSN 1932-6181. Dostupné z: <https://asmedigitalcollection.asme.org/medicaldevices/article/doi/10.1115/1.2936201/366002/Non-Intrusive-ECG-Measurement-on-Vehicle-Steering>.
- [3] KRANJEC, J., S. BEGUŠ, G. GERŠAK a J. DRNOVŠEK. Non-contact heart rate and heart rate variability measurements: A review. *Biomedical Signal Processing and Control* [online]. 2014, **13**, 102-112. DOI: 10.1016/j.bspc.2014.03.004. ISSN 17468094. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1746809414000421>.
- [4] BRUSER, Christoph, Christoph Hoog ANTINK, Tobias WARTZEK, Marian WALTER a Steffen LEONHARDT. Ambient and Unobtrusive Cardiorespiratory Monitoring Techniques. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering* [online]. 2015, **8**, 30-43. DOI: 10.1109/RBME.2015.2414661. ISSN 1937-3333. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7063243/>.
- [5] WAGNER, G.S., Strauss, D.G. Marriott's Practical Electrocardiography. 12th ed. LWW; Philadelphia, PA, USA: 2013.
- [6] GOLDBERGER, A.L., GOLDBERGER, Z.D., Shvilkin A. Goldberger's Clinical Electrocardiography: A Simplified Approach. 9th ed. Elsevier; Philadelphia, PA, USA: 2017.
- [7] JEONG, In Cheol, Dong Hee LEE, Shin Woo PARK, Jae Il KO a Hyung Ro YOON. Automobile driver's stress index provision system that utilizes electrocardiogram. In: *2007 IEEE Intelligent Vehicles Symposium* [online]. IEEE, 2007, 2007, s. 652-656. DOI: 10.1109/IVS.2007.4290190. ISBN 1-4244-1067-3. ISSN 1931-0587. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4290190/>.
- [8] LEE, Haet Bit, Jong Min CHOI, Jung Soo KIM, Yun Seong KIM, Hyun Jae BAEK, Myung Suk RYU, Ryang Hee SOHN a Kwang Suk PARK. Nonintrusive Biosignal Measurement System in a Vehicle. In: *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. IEEE, 2007, 2007, s. 2303-2306. DOI: 10.1109/IEMBS.2007.4352786. ISBN 978-1-4244-0787-3. ISSN 1557 - 170X. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4352786/>.
- [9] HU, Shan a Xun YU. Non-Intrusive ECG Measurement on Vehicle Steering Wheel and Driver Seat. In: *ASME 2008 Summer Bioengineering Conference, Parts A and B* [online]. American Society of Mechanical Engineers, 2008, 2008-06-25, s. 545-546. DOI: 10.1115/SBC2008-192963. ISBN 978-0-7918-4321-5. Dostupné z: <https://asmedigitalcollection.asme.org/SBC/proceedings/SBC2008/43215/545/287106>.

- [10] HEUNG-SUB SHIN, SANG-JOONG JUNG, JONG-JIN KIM a WAN-YOUNG CHUNG. Real time car driver's condition monitoring system. In: *2010 IEEE Sensors* [online]. IEEE, 2010, 2010, s. 951-954. DOI: 10.1109/ICSENS.2010.5690904. ISBN 978-1-4244-8170-5. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5690904/>.
- [11] JUNG, Sang-Joong, Heung-Sub SHIN a Wan-Young CHUNG. Driver fatigue and drowsiness monitoring system with embedded electrocardiogram sensor on steering wheel. *IET Intelligent Transport Systems* [online]. 2014, 8(1), 43-50. DOI: 10.1049/iet-its.2012.0032. ISSN 1751 - 956X. Dostupné z: <https://digital-library.theiet.org/content/journals/10.1049/iet-its.2012.0032>.
- [12] HEUER, Stephan, Bhavin CHAMADIYA, Adnene GHARBI, Christophe KUNZE a Manfred WAGNER. Unobtrusive in-vehicle biosignal instrumentation for advanced driver assistance and active safety. In: *2010 IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES)* [online]. IEEE, 2010, 2010, s. 252-256. DOI: 10.1109/IECBES.2010.5742238. ISBN 978-1-4244-7599-5. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5742238/>.
- [13] D'ANGELO, L. T., J. PARLOW, W. SPIESSL, S. HOCH a T. C. LUTH. A system for unobtrusive in-car vital parameter acquisition and processing. In: *Proceedings of the 4th International ICST Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare* [online]. IEEE, 2010, 2010, s. DOI: 10.4108/ICST.PERVASIVEHEALTH2010.8877. ISBN 978-963-9799-89-9. Dostupné z: <http://eudl.eu/doi/10.4108/ICST.PERVASIVEHEALTH2010.8877>.
- [14] D'ANGELO, Lorenzo T. a Tim C. LÜTH. Integrated Systems for Distraction-free Vital Signs Measurement in Vehicles. *ATZ worldwide eMagazine* [online]. 2011, 113(11), 52-56. DOI: 10.1365/s38311-011-0116-2. ISSN 2192-9076. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1365/s38311-011-0116-2>.
- [15] JEONG, In Cheol, Dong Hee LEE, Shin Woo PARK, Jae Il KO a Hyung Ro YOON. Automobile driver's stress index provision system that utilizes electrocardiogram. In: *2007 IEEE Intelligent Vehicles Symposium* [online]. IEEE, 2007, 2007, s. 652-656. DOI: 10.1109/IVS.2007.4290190. ISBN 1-4244-1067-3. ISSN 1931-0587. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4290190/>.
- [16] GOMEZ-CLAPERS, Joan a Ramon CASANELLA. A Fast and Easy-to-Use ECG Acquisition and Heart Rate Monitoring System Using a Wireless Steering Wheel. *IEEE Sensors Journal* [online]. 2012, 12(3), 610-616. DOI: 10.1109/JSEN.2011.2118201. ISSN 1530 - 437X. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5719147/>.
- [17] SILVA, Hugo, André LOURENÇO a Ana FRED. In-vehicle driver recognition based on hand ECG signals. In: *Proceedings of the 2012 ACM international conference on Intelligent User Interfaces-IUI '12* [online]. New York, New York, USA: ACM Press, 2012, 2012, s. 25- DOI: 10.1145/2166966.2166971. ISBN 9781450310482. Dostupné z: <http://dl.acm.org/citation.cfm?doid=2166966.2166971>.
- [18] JUNG, Sang-Joong, Heung-Sub SHIN a Wan-Young CHUNG. Driver fatigue and drowsiness monitoring system with embedded electrocardiogram sensor on steering wheel. *IET Intelligent Transport Systems* [online]. 2014, 8(1), 43-50. DOI: 10.1049/iet-its.2012.0032. ISSN 1751 - 956X. Dostupné z: <https://digital-library.theiet.org/content/journals/10.1049/iet-its.2012.0032>.

- [19] LEE, Haet Bit, Jong Min CHOI, Jung Soo KIM, Yun Seong KIM, Hyun Jae BAEK, Myung Suk RYU, Ryang Hee SOHN a Kwang Suk PARK. Nonintrusive Biosignal Measurement System in a Vehicle. In: *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. IEEE, 2007, 2007, s. 2303-2306. DOI: 10.1109/IEMBS.2007.4352786. ISBN 978-1-4244-0787-3. ISSN 1557 - 170X. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4352786/>.
- [20] MATSUDA, Toshiyuki a Masaaki MAKIKAWA. ECG monitoring of a car driver using capacitively-coupled electrodes. In: *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. IEEE, 2008, 2008, s. 1315-1318: 10.1109/IEMBS.2008.4649406. ISBN 978-1-4244-1814-5. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4649406/>.
- [21] XU, Xiaowen a Liping TA. A Novel Driver-friendly Ecg Monitoring System Based on Capacitive-coupled Electrode. *Information Technology Journal* [online]. 2013, **12**(18), 4730-4734. DOI: 10.3923/itj.2013.4730.4734. ISSN 18125638. Dostupné z: <http://www.scialert.net/abstract/?doi=itj.2013.4730.4734>.
- [22] BAEK, Hyun Jae, Haet Bit LEE, Jung Soo KIM, Jong Min CHOI, Ko Keun KIM a Kwang Suk PARK. Nonintrusive Biological Signal Monitoring in a Car to Evaluate a Driver's Stress and Health State. *Telemedicine and e-Health* [online]. 2009, **15**(2), 182-189. DOI: 10.1089/tmj.2008.0090. ISSN 1530-5627. Dostupné z: <https://www.liebertpub.com/doi/10.1089/tmj.2008.0090>.
- [23] RICHARDSON P.C. The Insulated Electrode; Proceedings of the 20th Annual Conference on Engineering in Medicine and Biology; Boston, MA, USA. 5–6 September 1967; p. 157.
- [24] ISHIJIMA, M. Monitoring of electrocardiograms in bed without utilizing body surface electrodes. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. **40**(6), 593-594. DOI: 10.1109/10.237680. ISSN 00189294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/237680/>.
- [25] LEONHARDT, Steffen a Adrian ALEKSANDROWICZ. Non-contact ECG monitoring for automotive application. In: *2008 5th International Summer School and Symposium on Medical Devices and Biosensors* [online]. IEEE, 2008, 2008, s. 183-185. DOI: 10.1109/ISSMDBS.2008.4575048. ISBN 978-1-4244-2252-4. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4575048/>.
- [26] CHAMADIYA, Bhavin, S. HEUER, U. G. HOFMANN a M. WAGNER. Towards a capacitively coupled electrocardiography system for car seat integration. VANDER SLOTEN, Jos, Pascal VERDONCK, Marc NYSSSEN a Jens HAUEISEN, ed. *4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering* [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2009, 2009, s. 1217-1221. IFMBE Proceedings. DOI: 10.1007/978-3-540-89208-3\_291. ISBN 978-3-540-89207-6. Dostupné z: [http://link.springer.com/10.1007/978-3-540-89208-3\\_291](http://link.springer.com/10.1007/978-3-540-89208-3_291).
- [27] EILEBRECHT, Benjamin, Tobias WARTZEK, Jeroen LEM, Rainer VOGT a Steffen LEONHARDT. Capacitive electrocardiogram measurement system in the driver seat. *ATZ worldwide eMagazine* [online]. 2011, **113**(3), 50-55. DOI: 10.1365/s38311-011-0034-3. ISSN 2192-9076. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1365/s38311-011-0034-3>.
- [28] WARTZEK, T., B. EILEBRECHT, J. LEM, H. J. LINDNER, S. LEONHARDT a M. WALTER. ECG on the Road: Robust and Unobtrusive Estimation of Heart Rate. *IEEE Transactions on Biomedical*

*Engineering* [online]. 2011, **58**(11), 3112-3120. DOI: 10.1109/TBME.2011.2163715. ISSN 0018-9294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5976431/>.

[29] WARTZEK, T, T LAMMERSEN, B EILEBRECHT, M WALTER a S LEONHARDT. Triboelectricity in Capacitive Biopotential Measurements. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2011, **58**(5), 1268-1277. DOI: 10.1109/TBME.2010.2100393. ISSN 0018-9294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5672585/>.

[30] SCHNEIDER, Johannes, Christian KOELLNER a Stephan HEUER. An approach to automotive ECG measurement validation using a car-integrated test framework. In: *2012 IEEE Intelligent Vehicles Symposium* [online]. IEEE, 2012, 2012, s. 950-955. DOI: 10.1109/IVS.2012.6232289. ISBN 978-1-4673-2118-1. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6232289/>.

[31] JUNG, S. J., H. S. SHIN, J. H. YOO a W. Y. CHUNG. Highly sensitive driver condition monitoring system using nonintrusive active electrodes. In: *2012 IEEE International Conference on Consumer Electronics (ICCE)* [online]. IEEE, 2012, 2012, s. 305-306. DOI: 10.1109/ICCE.2012.6161880. ISBN 978-1-4577-0231-0. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6161880/>.

[32] EPIC Seatback Sensor. Available online: <http://www.plesseysemiconductors.com/wp-content/uploads/EPIC-Seatback-Sensor-Promotion-Sheet.pdf>.

[33] Leicht L., Eilebrecht B., Mathissen M., Lem J., Lindner A., Vogt R., Leonhardt S., Walter M. Contactless Electrocardiographic Sensor with Moisture Generator. US2015088317 (A1) U.S. Patent. 2013 Sep 23.

[34] LEICHT, Lennart, Erik SKOBEL, Christian KNACKSTEDT, et al. Capacitive ECG Monitoring in Cardiac Patients During Simulated Driving. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2019, **66**(3), 749-758. DOI: 10.1109/TBME.2018.2855661. ISSN 0018-9294. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8410455/>.

[35] LEICHT, Lennart, Erik SKOBEL, Marcel MATHISSEN, et al. Capacitive ECG recording and beat-to-beat interval estimation after major cardiac event. In: *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* [online]. IEEE, 2015, 2015, s. 7614-7617. DOI: 10.1109/EMBC.2015.7320155. ISBN 978-1-4244-9271-8. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7320155/>.

[36] FONG, Ee-May a Wan-Young CHUNG. A Hygroscopic Sensor Electrode for Fast Stabilized Non-Contact ECG Signal Acquisition. *Sensors* [online]. 2015, **15**(8), 19237-19250. DOI: 10.3390/s150819237. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1424-8220/15/8/19237>.

[37] WEDER, Markus, Dirk HEGEMANN, Martin AMBERG, Markus HESS, Luciano BOESEL, Roger ABÄCHERLI, Veronika MEYER a René ROSSI. Embroidered Electrode with Silver/Titanium Coating for Long-Term ECG Monitoring. *Sensors* [online]. 2015, **15**(1), 1750-1759. DOI: 10.3390/s150101750. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1424-8220/15/1/1750>.

[38] Plessey WARDEN System; Available online: <http://www.plesseysemiconductors.com/products/warden/>.

- [39] SCARBOROUGH, WILLIAM R., SAMUEL A. TALBOT, JOHN R. BRAUNSTEIN, et al. Proposals for Ballistocardiographic Nomenclature and Conventions: Revised and Extended. *Circulation* [online]. 1956, **14**(3), 435-450. DOI: 10.1161/01.CIR.14.3.435. ISSN 0009-7322. Dostupné z: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/01.CIR.14.3.435>.
- [40] INAN, O T, M ETEMADI, R M WIARD, L GIOVANGRANDI a G T A KOVACS. Robust ballistocardiogram acquisition for home monitoring. *Physiological Measurement* [online]. 2009, **30**(2), 169-185. DOI: 10.1088/0967-3334/30/2/005. ISSN 0967-3334. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0967-3334/30/i=2/a=005?key=crossref.156bf1d4b9ad23da6418c68b9ce7fcdf>.
- [41] MACK, D.C., D.C. MACK, J.T. PATRIE, P.M. SURATT, R.A. FELDER a M. ALWAN. Development and Preliminary Validation of Heart Rate and Breathing Rate Detection Using a Passive, Ballistocardiography-Based Sleep Monitoring System. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* [online]. 2009, **13**(1), 111-120. DOI: 10.1109/TITB.2008.2007194. ISSN 1089-7771. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4663856/>.
- [42] BRUSER, C., K. STADLTHANNER, S. DE WAELE a S. LEONHARDT. Adaptive Beat-to-Beat Heart Rate Estimation in Ballistocardiograms. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* [online]. 2011, **15**(5), 778-786. DOI: 10.1109/TITB.2011.2128337. ISSN 1089-7771. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5732696/>.
- [43] Chamadiya B., Heuer S., Wagner M., Hofmann U.G. Textile Capacitive Electrocardiography for an automotive environment; Proceedings of the International Conference on Biomedical Electronics and Devices (BIODEVICES 2011); Rome, Italy. 26–29 January 2011.
- [44] Leicht L., Eilebrecht B., Weyer S., Wartzek T., Leonhardt S. Active humidification for capacitive-resistive ECG-systems; Proceedings of the 48. DGBMT Jahrestagung (BMT 2014); Hannover, Germany. 8 October 2014; pp. 818–821.
- [45] WALTER, Marian, Benjamin EILEBRECHT, Tobias WARTZEK a Steffen LEONHARDT. The smart car seat: personalized monitoring of vital signs in automotive applications. *Personal and Ubiquitous Computing* [online]. 2011, **15**(7), 707-715. DOI: 10.1007/s00779-010-0350-4. ISSN 1617-4909. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00779-010-0350-4>.
- [46] Faurecia PRESS KIT AUTO SHANGHAI 2015. Available online: [www.faurecia.com/files/corporate/publication/file/presskit\\_final\\_web.pdf](http://www.faurecia.com/files/corporate/publication/file/presskit_final_web.pdf).
- [47] WUSK, Grace a Hampton GABLER. Non-Invasive Detection of Respiration and Heart Rate with a Vehicle Seat Sensor. *Sensors* [online]. 2018, **18**(5). DOI: 10.3390/s18051463. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1424-8220/18/5/1463>.
- [48] MORBIDUCCI, Umberto, Lorenzo SCALISE, Mirko DE MELIS a Mauro GRIGIONI. Optical Vibrocardiography: A Novel Tool for the Optical Monitoring of Cardiac Activity. *Annals of Biomedical Engineering* [online]. 2007, **35**(1), 45-58. DOI: 10.1007/s10439-006-9202-9. ISSN 0090-6964. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s10439-006-9202-9>.



- [49] KRANJEC, Jure, Samo BEGUS, Janko DRNOVSEK a Gregor GERSAK. Novel Methods for Noncontact Heart Rate Measurement: A Feasibility Study. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement* [online]. 2014, **63**(4), 838-847. DOI: 10.1109/TIM.2013.2287118. ISSN 0018-9456. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6654357/>.
- [50] INAN, Omer T., Pierre-Francois MIGEOTTE, Kwang-Suk PARK, et al. Ballistocardiography and Seismocardiography: A Review of Recent Advances. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* [online]. 2015, **19**(4), 1414-1427. DOI: 10.1109/JBHI.2014.2361732. ISSN 2168-2194. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6916998/>.
- [51] *Metody zpracování balistokardiografie* [online]. Ostrava, 2018. Dostupné z: [http://dspace.vsb.cz/bitstream/handle/10084/128485/LAN0139\\_FEI\\_B2649\\_3901R039\\_2018.pdf?sequence=1&isAllowed=y](http://dspace.vsb.cz/bitstream/handle/10084/128485/LAN0139_FEI_B2649_3901R039_2018.pdf?sequence=1&isAllowed=y). Bakalářská práce. Vysoká škola báňská-Technická univerzita Ostrava.
- [52] INAN, O T, G T A KOVACS a L GIOVANGRANDI. Evaluating the Lower-Body Electromyogram Signal Acquired From the Feet As a Noise Reference for Standing Ballistocardiogram Measurements. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* [online]. 2010, **14**(5), 1188-1196. DOI: 10.1109/TITB.2010.2044185. ISSN 1089-7771. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5443605/>.
- [53] INAN, O.T., M. ETEMADI, B. WIDROW a G.T.A. KOVACS. Adaptive Cancellation of Floor Vibrations in Standing Ballistocardiogram Measurements Using a Seismic Sensor as a Noise Reference. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2010, **57**(3), 722-727. DOI: 10.1109/TBME.2009.2018831. ISSN 0018-9294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4812084/>.
- [54] www.ni.com. *Ni* [online]. 2021. Dostupné z: <https://www.gtec.at/product/gusbamp-research/>.
- [55] GIAVARINA, Davide. Understanding Bland Altman analysis. *Biochemia Medica*. 2015, **25**(2), 141-151. ISSN 18467482. Dostupné z: doi:10.11613/BM.2015.015.
- [56] www.ni.com. *Ni* [online]. 2021. Dostupné z: [https://www.grasacoustics.com/products/special-microphone/test-microphones/product/ss\\_export/pdf2?product\\_id=200](https://www.grasacoustics.com/products/special-microphone/test-microphones/product/ss_export/pdf2?product_id=200)
- [57] www.ni.com. *Ni* [online]. 2021. Dostupné z: <https://www.ni.com/cs-cz/support/model.ni-9234.html>.
- [58] www.ni.com. *Ni* [online]. 2021. Dostupné z: <https://www.ni.com/cs-cz/support/model.cdaq-9185.html.html>
- [59] KOZUMPLÍK, J. Vlnkové transformace a jejich využití pro filtraci signálů EKG: habilitační práce. Brno, VUT FEKT. 2004. 81 s.
- [60] SMITAL, L. - KOZUMPLÍK, J. Filtrace signálů EKG s využitím vlnkové transformace. *Elektrorevue*, 2009, 54.ročník, 6 s. ISSN: 1213-1539.
- [61] ADDISON, P. S. Wavelet transforms and the ECG: A review. *Physiological Measurement*, vol. 26, no. 5, pp. 155–199, 2005.

- [62] SARITHA, C. - SUKANYA, V. - MURTHY, Y. N. ECG Signal Analysis Using Wavelet Transforms. *Bulg. J. Phys.* 2008, s. 68–77
- [63] ALFAOURI, M. - DAQROUQ, K. ECG signal denoising by wavelet transform thresholding. *American Journal of Applied Sciences.* 2008, roč. 5, č. 3, s. 276–281.
- [64] ASSCHE, W. V. - BEIRLANT, J. - BULTHEEL, A. - GOVAERTS, R. - ROOSE D. - UNSER, M. - VANDERMEULEN, D. Wavelet thresholding and noise. Katholieke Universiteit Leuven—Faculteit Toegepaste Wetenschappen Arenbergkasteel, Heverlee, Belgium, 2000. ISBN 9056822357.
- [65] DINIZ, Paulo S. R. *Adaptive Filtering* [online]. Boston, MA: Springer US, 2008. ISBN 978-0-387-31274-3. Dostupné z: doi:10.1007/978-0-387-68606-6
- [66] *ADAPTIVNÍ FILTRACE EKG SIGNÁLŮ* [online]. Brno, 2011. Dostupné z: [https://www.vutbr.cz/www\\_base/zav\\_prace\\_soubor\\_verejne.php?file\\_id=38078](https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=38078). Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně.
- [67] KUMAR, K. Sravan, Babak YAZDANPANAH a P Rajesh KUMAR. Removal of noise from electrocardiogram using digital FIR and IIR filters with various methods. In: *2015 International Conference on Communications and Signal Processing (ICCSP)* [online]. IEEE, 2015, 2015, s. 0157-0162. ISBN 978-1-4799-8081-9. Dostupné z: doi:10.1109/ICCSP.2015.7322780.
- [68] Imotions. *Heart Rate Variability* [online]. USA: 2019. Dostupné z: [www.imotions.com](http://www.imotions.com).
- [69] ŠIDIKOVÁ, Michaela, Radek MARTINEK, Aleksandra KAWALA-STERNIUK, Martina LÁDROVÁ, René JAROŠ, Lukáš DANYS a Petr ŠIMONÍK. *Vital sign monitoring in car seats based on electrocardiography, ballistocardiography and seismocardiography: A review.* 2020. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s2019569.

## Seznam příloh

Příloha A	Program v Matlabu R2021a (.zip)
-----------	---------------------------------